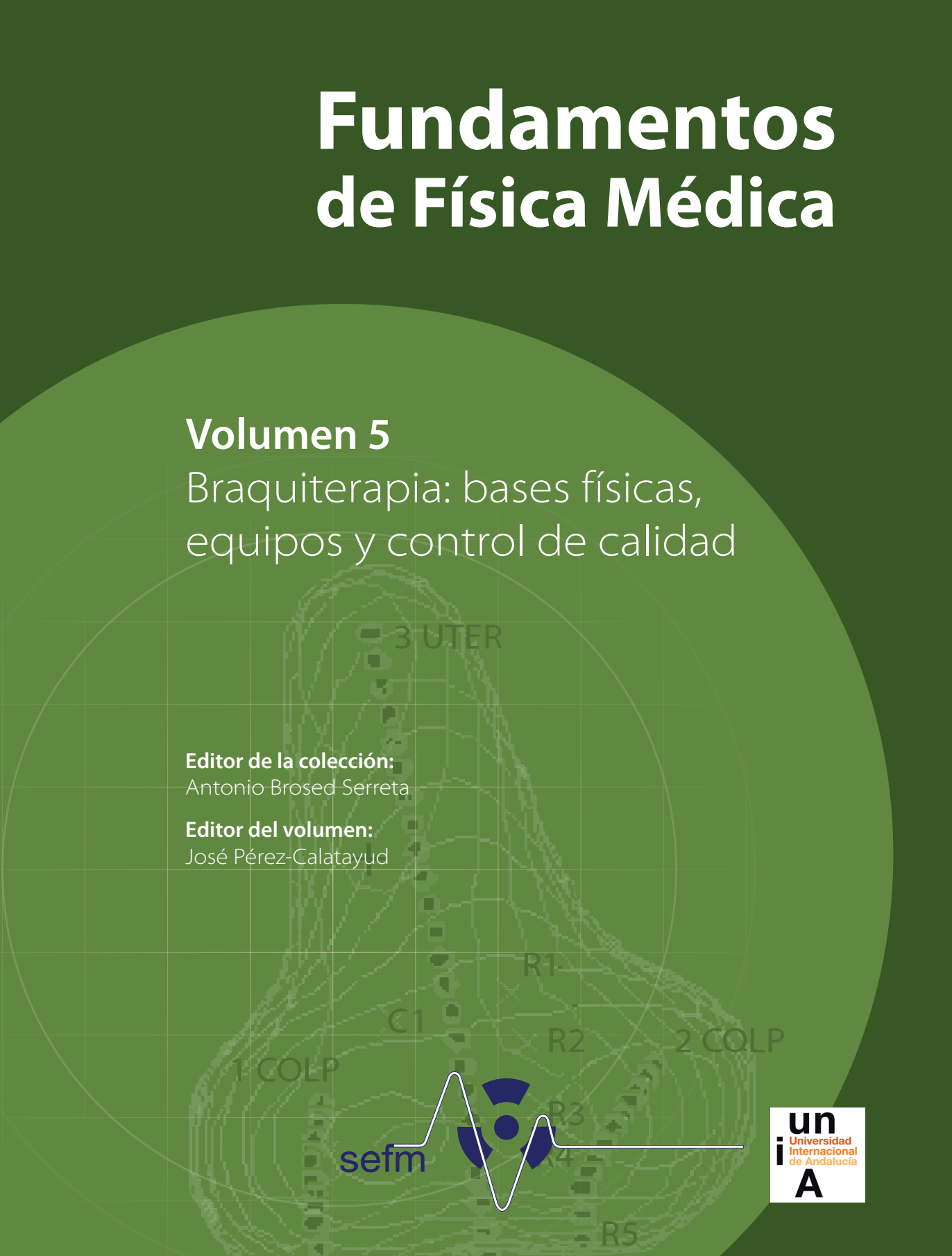
Fundamentos de Física Médica

Volumen 5

Braquiterapia: bases físicas, equipos y control de calidad

Editor de la colección:
Antonio Brosed Serreta

Editor del volumen:
José Pérez-Calatayud



sefm

Universidad Internacional de Andalucía

Fundamentos de Física Médica

Volumen 5

Braquiterapia: bases físicas, equipos y control de calidad

Editor de la colección:
Antonio Brosed Serreta

Editor del volumen:
José Pérez-Calatayud

sefm

Universidad Internacional de Andalucía

© Sociedad Española de Física Médica
E-mail: secretaria@sefm.es
Página web: www.sefm.es

Edición:

ADI SERVICIOS EDITORIALES
htpp://www.auladoc.com

Depósito legal: M-5994-2014
ISBN: 978-84-940849-0-4

Reservados todos los derechos. Ninguna parte de esta publicación podrá ser reproducida, almacenada o trasmitida en cualquier forma ni por cualquier procedimiento electrónico, mecánico, de fotocopia, de registro o de otro tipo, sin el permiso de los editores.

ANTONIO BROSED SERRETA

Licenciado en Ciencias Físicas por la Universidad de Zaragoza en 1959 y, tras dos años trabajando en la cátedra del Profesor Don Justiniano Casas, ingresó en la Junta de Energía Nuclear (JEN) en 1962.En Enero de 1966, fue enviado al "Laboratorio de dosimetría de radiaciones ionizantes" de la Oficina Internacional de Pesas y Medidas (BIPM) en Sévrès (Francia). Bajo la dirección del Profesor André Allisy trabajó y aprendió la metrología correspondiente a la dosimetría con haces externos.

Desde 1968 hasta su jubilación en 2007 sus actividades se han desarrollado en dos vertientes: la primera corresponde a la investigación y desarrollo en metrología de radiaciones ionizantes (RI), que comprendió el establecimiento de patrones nacionales y laboratorios de calibración en el seno de la entonces JEN y en el Laboratorio de Metrología de RI (LMRI) de la actual CIEMAT, y la segunda corresponde a labores docentes relacionadas con la metrología de RI, dosimetría física en radioterapia y radioprotección y desarrolladas en diferentes ámbitos.

Coautor y autor de artículos en revistas nacionales y extranjeras, de capítulos de libros y de numerosas comunicaciones a Congresos, fue nombrado en 1969 miembro a título personal del Comité Consultivo de Radiaciones Ionizantes (CCRI, Section I) del BIPM, labor que desarrolló hasta su jubilación. Ha sido presidente del Comité de Dosimetría en Radioterapia (CDR) de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), desde su origen en 1979 hasta su desaparición en 1997 y presidente de la Comisión Científica de la SEFM desde su creación en 2000 hasta 2007.

Ha recibido distinciones de la SEPR (2000), de la SEFM (2001) y del BIPM (2009).

JOSÉ PÉREZ-CALATAYUD

Doctor en Ciencias Físicas. Especialista en Radiofísica Hospitalaria.

Jefe de la Unidad de Radiofísica en Radioterapia. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario La Fe. Valencia. Miembro de la Sección de Radiofísica del Hospital Clínica Benidorm.

Labor científica: participaciones en Congresos, tesis, publicaciones en revistas y libros fundamentalmente en dosimetría clínica y física en Braquiterapia.

Entre las principales responsabilidades científicas actuales, cabe señalar la de Coordinador del Grupo de Braquiterapia de la SEFM y la de Coordinador del grupo HEBD de Braquiterapia AAPM-ESTRO (2007-2012).

Miembro de Comités/Grupos de Trabajo: Comité Científico SEFM, BRAPHYQS-ESTRO, Brachytherapy Subcomitte AAPM, TG-143 AAPM, Physics Comitte ABS, Brachytherapy Clinical Applications Working Group (BCA-WG) de la AAPM.

Presentación

Los contenidos del presente volumen y de toda la colección, surgen a partir de los textos del curso "FUNDAMENTOS DE FÍSICA MÉDICA", organizado por la SEFM (Sociedad Española de Física Médica) y la UNIA (Universidad Internacional de Andalucía).

Desde el año 2004, en los meses de enero y febrero y celebrado en el magnífico recinto de la sede Antonio Machado de la UNIA, en Baeza (Jaén), el curso ha pretendido ofrecer una formación básica que cubre en gran medida los conocimientos teóricos que figuran en el programa de la especialidad de Radiofísica Hospitalaria (RFH), así como introducir a otros titulados superiores en el campo de la Física Médica.

En consecuencia, estos textos van dirigidos a especialistas en formación en la especialidad de RFH, (fundamentalmente los residentes de primero y segundo año de la especialidad), así como a titulados superiores que quieran adquirir o mejorar sus conocimientos en el área de la Física Médica.

Los objetivos del curso tal como fue concebido son:

- Cubrir gran parte del *programa teórico de formación* de la especialidad de RFH.
- *Uniformizar* los conocimientos teóricos de base para todos los especialistas en formación.
- *Armonizar* el léxico y la terminología en el ámbito de la Física Médica.

Por medio de esta colección, se pretende además, difundir el contenido de nuestros cursos entre todos los profesionales de la Física Médica de habla hispana que deseen acercarse a nuestros textos y tener a su disposición un libro de consulta en español.

El curso se estructura en 9 módulos, de duración entre 10 y 20 horas cada uno, que son eminentemente teóricos a fin de introducir a los especialistas en formación en las diversas áreas de la especialidad. A lo largo de estos años se ha desarrollado por medio de clases magistrales combinadas con seminarios, discusiones y trabajos en grupo. A partir de dichos módulos docentes han surgido los diez volúmenes que componen esta serie, revisados y ampliados con la participación de los autores y del editor de la colección, Antonio Brosed Serreta.

Mi agradecimiento sincero a todos los profesores participantes a lo largo de estos años, así como a los autores de los textos por su dedicación y esfuerzo desinteresado.

Finalmente, quiero agradecer a la Junta Directiva de la SEFM el apoyo incondicional recibido a lo largo de todas las ediciones del curso y el haber hecho realidad ahora, la publicación de sus contenidos. Mi agradecimiento especial, a Alejandro García Romero cuyo entusiasmo y dedicación han sido claves para llevar a buen término la publicación de estos libros.

Teresa Eudaldo Puell
Directora del curso

Autores

F. Ballester Pallarés

Es catedrático de Física Atómica, Molecular y Nuclear de la Universidad de Valencia. Hasta 1996 su actividad investigadora se desarrolló en Radiactividad Ambiental y Física Nuclear. En 1996 comenzó a trabajar en el campo de la Física Médica en aplicaciones de métodos Monte Carlo y dosimetría en Braquiterapia. En la actualidad dirige el grupo de Física Médica de su departamento. Miembro del Grupo BRAPHYQS-ESTRO. Miembro del WG-BSR de la AAPM. Miembro del Grupo WGBD-WG de la AAPM. Miembro de Editorial Board del Medical Physics de la AAPM. Miembro del Comité de Física de la ABS. Miembro del Brachytherapy Subcomitte AAPM BTSC.

Antonio Brosed Serreta

Vicente Carmona Meseguer

Licenciado en Ciencias Físicas por la Universidad de Valencia (1993). Especialista en Radiofísica Hospitalaria (1999). Vinculado al Servicio de Radioterapia del Hospital La Fe de Valencia desde 1992 como asistente voluntario y luego como meritorio, desde 1995 es facultativo especialista adjunto de la Unidad de Radiofísica del mismo Servicio.

Miembro de la Sociedad Española de Física Médica, de la AAPM y de la ESTRO.

Profesor en varios cursos para la formación de Radiofísicos y técnicos superiores en Radioterapia.

Ha participado en congresos y publicaciones en revistas en el ámbito de la dosimetría clínica y física.

Vicente Crispín Contreras

Licenciado en Ciencias Físicas. Especialista en Radiofísica Hospitalaria.

Jefe del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica en la Fundación Instituto Valenciano de Oncología de Valencia.

Labor científica: participaciones en Congresos, tesis, publicaciones en revistas y libros, fundamentalmente en dosimetría clínica y física en Radioterapia.

Entre las principales responsabilidades científicas actuales, cabe señalar la de miembro del Grupo de Braquiterapia de la SEFM y la de Director del módulo de Braquiterapia en el curso de "Fundamentos de Física Médica" que se imparte en Baeza.

Teresa Eudaldo Puell

Licenciada en Ciencias Físicas por la Universidad Autónoma de Barcelona en 1975. DEA de "Physique Radiologique" en 1977 y Doctorado de Tercer Ciclo, especialidad "Physique Radiologique" por la Universidad "Paul Sabatier" de Toulouse (Francia) en 1979. Especialista en Radiofísica Hospitalaria desde 1997.

Fisico Adjunto en el Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, de Barcelona, desde 1981, donde ha desarrollado su actividad profesional fundamentalmente en el área de Radioterapia. Actualmente tiene la categoría profesional de consultor senior.

Fue vocal de la Junta Directiva de la SEFM entre 1997 y 2001, y Presidenta de la Comisión de Docencia de la SEFM de 2000 a 2010. Delegada de la SEFM en la EFOMP durante el periodo 1999-2004 y posteriormente desempeñó el cargo de "Chair Person" del Comité de educación de la EFOMP, entre 2004 y 2006. Miembro del Comité de Física de la ESTRO (2004-2009).

Amplia experiencia docente, como profesora en un módulo superior de radioterapia, y en varios cursos de "Formación continuada" de la SEFM. Actualmente es directora del curso: "Fundamentos de Física Médica", desde 2004.

Ha sido miembro del comité científico de varios congresos nacionales de la SEFM, e internacionales de la ESTRO y de la EFOMP, y ha pertenecido a diversos grupos de trabajo nacionales e internacionales. Actualmente, es miembro del Grupo de Braquiterapia de la SEFM.

Jesús María De Frutos Baraja

Licenciado en Ciencias Físicas. Especialista en Radiofísica Hospitalaria/Fisica Médica.

Licenciado especialista en Radiofísica Hospitalaria en el Servicio de Radioterapia y Oncología del Hospital Universitario de Valladolid. Profesor Asociado de la Universidad de Valladolid, Departamento de Radiología.

Actividad asistencial: Radiofísico Hospitalario desde 1991, con experiencia en Radioterapia externa y Braquiterapia, así como en Protección Radiológica. Radiofísico de la Unidad de Tumores Intraoculares del Hospital, (Unidad de Referencia Nacional).

Actividad investigadora: trabajos publicados en revistas nacionales e internacionales. Trabajos presentados a congresos nacionales e internacionales. Ponencias invitadas en varios cursos, jornadas y congresos. Investigador principal/Colaborador en proyectos financiados por convocatorias competitivas desde 1997, en el campo de la Braquiterapia epiescleral.

Actividad docente: profesor de seminarios y clases prácticas en asignaturas de Radiología y Física Médica. Docente de cursos de Protección Radiológica. Colaboración en jornadas de Gestión y Administración. Profesor de cursos de la SEFM.

Grupos de trabajo y sociedades: miembro de la SEFM. Miembro del Grupo de Braquiterapia de la SEFM. Miembro de EVER.

Domingo Granero Cabañero

Doctor en Ciencias Físicas por la Universitat de Valencia. Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Actualmente trabaja como radiofísico adjunto en el Servicio de Radiofísica en ERESA-Hospital General Universitario de Valencia. Autor de diversas publicaciones y comunicaciones científicas, principalmente en el ámbito de la Braquiterapia.

Mª Arrate Guisasola Berasategui

Licenciada en Ciencias Físicas por la Universidad de Zaragoza en 1975. DEA de "Physique Radiologique" en la Universidad "Paul Sabatier" de Toulouse (Francia) en 1976. Especialista en Radiofísica Hospitalaria desde 1999.

En la actualidad es jefe del servicio de Física Médica y Protección Radiológica de ONKOLOGIKOA en San Sebastián desde el año 2006, donde ha desarrollado su actividad profesional fundamentalmente en el área de Radioterapia, Medicina Nuclear y Protección Radiológica.

Fue vicepresidenta de la SEFM entre 1993 y 1997. Delegada de la SEFM en la EFOMP durante el periodo 1995-2001.

Amplia experiencia docente, como profesora en cursos de operador y director de instalaciones de Radiodiagnóstico así como en cursos para operadores de instalaciones radiactivas y en varios cursos de "Formación continuada" de la SEFM y del hospital.

Ha sido miembro del comité científico de varios congresos nacionales de la SEFM, e internacionales de la ESTRO y SFPM y ha pertenecido a diversos grupos de trabajo nacionales e internacionales. Actualmente, es miembro del Comité deontológico de la SEFM desde el año 2006.

Françoise Lliso Valverde

Desde 1990 hasta la actualidad, es adjunta de la Unidad de Radiofísica en Radioterapia en el Servicio de Oncología Radioterápica del Hospital La Fe de Valencia.

Labor científica: participación en congresos, ponencias y publicaciones en revistas, fundamentalmente en dosimetría clínica y física. Profesora en diversos cursos dedicados a la formación de radiofísicos y técnicos superiores en Radioterapia. Actualmente es editora de la Revista de Física Médica.

Índice

Tema 1. Tipos y especificación de fuentes en Braquiterapia 21

1. Introducción 23
2. Fuentes utilizadas en Braquiterapia 24
3. Especificación de las fuentes en Braquiterapia 26
4. Calibración en Braquiterapia 29
5. Situación española. Recomendaciones actuales para obtener trazabilidad 37
6. Referencias 39

Tema 2. Calibración de fuentes mediante detectores de pozo 43

1. Detectores de pozo 45
2. Medida de la TKRA con detectores de pozo 48
3. Exactitud de la medida 51
4. Recomendaciones 55
5. Programa de garantía de calidad en un detector de pozo 55
6. Procedimiento con los distintos tipos de fuentes 58
7. Homogeneidad de los hilos de ^{192}Ir 62
8. Referencias 64

Tema 3. Calibración de fuentes de ^{192}Ir de alta tasa o pulsada y de fuentes de ^{137}Cs en aire 69

1. Patrones de referencia 71
2. Trazabilidad de las calibraciones en Laboratorios Secundarios de Calibración (LSC) y en hospitales 74
3. Calibración de fuentes usando el método de medidas en aire. 76
4. Referencias. 91

Tema 4. Aplicación del método de Monte Carlo en Braquiterapia. 95

1. Motivación del uso de Monte Carlo en Braquiterapia 97
2. Uso del método de Monte Carlo en la obtención de tablas de dosis absorbida alrededor de fuentes radiactivas 98
3. Dosimetría experimental frente a Monte Carlo 109
4. Otras aplicaciones de Monte Carlo en Braquiterapia 114
5. Referencias. 116

Tema 5. Sistemas de planificación I: reconstrucción, cálculo y limitaciones 123

1. Introducción 125
2. Limitaciones en el cálculo de los Sistemas de Planificación. 126

3. Estructura de los Sistemas de Planificación 130
4. Algoritmos de generación 132
5. Especificación de las fuentes 135
6. Caracterización de las fuentes 136
7. Métodos de reconstrucción 139
8. Matrices de dosis absorbida 143
9. Referencias 147

Tema 6. Sistemas de planificación II. Formalismo TG 43, evaluación de la dosimetría clínica y garantía de la calidad de los sistemas de planificación de tratamientos 157

1. Introducción 159
2. Formalismo TG 43 159
3. Evaluación de la dosimetría clínica 166
4. Garantía de la calidad de los sistemas de planificación 171
5. Referencias 196

Tema 7. Garantía de calidad de fuentes y aplicadores. Equipos de carga diferida automática en Braquiterapia. Garantía de calidad de los equipos de baja tasa 205

1. Garantía de calidad en Braquiterapia 207
2. Garantía de la calidad de las fuentes 209
3. Garantía de la calidad de los aplicadores 222
4. Equipos de carga diferida 227
5. Garantía de la calidad de equipos de baja tasa 235
6. Referencias 241

Tema 8. Control de calidad de los equipos de alta tasa y pulsada 251

1. Control de calidad en equipos de alta tasa y pulsada 253
2. Equipamiento necesario 265
3. Referencias 266

Tema 9. Sistemas de implantación. Especificación de la dosis absorbida en Braquiterapia 269

1. Introducción 271
2. Aplicaciones estándar en Braquiterapia 272

3. Sistemas de implantación y dosimetría en Braquiterapia intersticial 281

4. Sistemas de implantación y dosimetría en Braquiterapia ginecológica 293

5. Especificación de dosis absorbida y volúmenes en Braquiterapia 300

6. Referencias 321

Tema 10. Dosimetría clínica en alta tasa y pulsada. Optimización 325

1. Introducción 327

2. Concepto de optimización. Papel de la optimización 329

3. Evaluación del plan optimizado. Histogramas dosis-volumen e índices de uniformidad 342

4. Especificación de la dosis con histogramas de dosis-volumen 346

5. Distintos tipos de implantes 347

6. Verificación de los cálculos realizados por el sistema de planificación con HDR 366

7. Referencias 370

Tema 11. Procedimientos y planificación en Braquiterapia de próstata 377

1. Introducción 379

2. Características físicas y dosimétricas de las fuentes 381

3. Verificación de la tasa de kerma de referencia en aire de las fuentes 385

4. Adquisición de los datos anatómicos del paciente 387

5. Técnicas de implantacion LDR. Implantes permanentes 391

6. Técnicas de implantacion HDR. Implantes temporales 403

7. Ventajas e inconvenientes del implante temporal frente al permanente 405

8. Aspectos de Radioprotección. 406

9. Valoración de la dosimetría clínica. Informes dosimétricos ("*post-plan*") 408

10. Control de calidad del proceso del implante 413

11. Referencias 416

Tema 1:
Tipos y especificación de fuentes en Braquiterapia

José Pérez-Calatayud
Antonio Brosed Serreta

Tipos y especificación de fuentes en Braquiterapia

José Pérez-Calatayud
Sección de Radiofísica. Servicio de Radioterapia
Hospital de La Fe. Valencia
Sección de Radiofísica. Hospital Clínica Benidorm (Alicante)
perez_jos@gva.es

Antonio Brosed Serreta
Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes
CIEMAT. Madrid
antonio.brosed@gmail.com

1. Introducción

La Braquiterapia (BT) consiste en el tratamiento mediante fuentes radiactivas encapsuladas colocadas en los tejidos, ya sea en contacto (BT superficial) en el interior de cavidades (BT endocavitaria) o insertadas en ellos (BT intersticial). La BT posee unas características terapéuticas diferenciales de la Teleterapia, a destacar la rápida caída de la dosis alrededor del implante y por tanto la menor dosis en el tejido sano circundante; pero por otro lado la distribución de dosis resultante no es tan homogénea como en Radioterapia externa. En general la BT se aplica a volúmenes menores y se utiliza de manera exclusiva o complementaria a la Radioterapia externa constituyendo actualmente una modalidad terapéutica esencial.

En BT las fuentes pueden insertarse directamente o situarse dentro de guías o aplicadores; estos son de formas muy diversas con objeto de que la disposición final se adapte de manera adecuada a la anatomía y produzca la distribución de dosis perseguida.

Se denomina "Sistema de carga" a la forma en la que se sitúan las fuentes en el paciente, que puede ser "Inmediata" o "Diferida", ésta última es cuando se utilizan aplicadores. Dentro de la diferida se distingue entre la "Manual" y la "Automática" según las fuentes se coloquen manualmente dentro del aplicador

o por medio de un sistema mecánico. Dependiendo de la intensidad de las fuentes se distingue entre "Baja Tasa" (LDR), "Alta Tasa" (HDR) y "Tasa Pulsada" (PDR). El sistema más extendido es el de carga diferida automática con una sola fuente (HDR), que viaja según tiempos y posiciones programadas que se obtienen a partir de una optimización.

El procedimiento habitual en la BT diferida consiste en la colocación de los aplicadores en acto quirúrgico, adquisición de su localización espacial y anatomía, planificación y optimización y finalmente en la transmisión de los datos y tratamiento.

2. Fuentes utilizadas en Braquiterapia

Las fuentes utilizadas son y, sobre todo han sido, muy diversas, evolucionando en el tiempo por la mejora de condiciones de protección radiológica, actividad específica y optimización del implante. Las fuentes utilizadas inicialmente eran de ^{226}Ra, habiéndose abandonado por los problemas de protección radiológica (energía alta y riesgo de contaminación).

A continuación se describen brevemente las fuentes de uso más extendido en la actualidad:

Fuentes de ^{137}Cs. Se utiliza su emisión γ (0,662 MeV) con $T_{1/2}$ de 30,18 años. Sustituto del ^{226}Ra y con el que se han construido fuentes de geometría similar. Al ser menos energético presenta menores problemas de protección y además su emisión β puede detenerse con un filtro de poco espesor. Se encuentra en forma sólida y entre sus descendientes no existe ningún elemento gaseoso, con lo cual el riesgo de contaminación es menor. El uso de estas fuentes es ya muy escaso. En la actualidad solamente está disponible comercialmente un modelo de fuente en USA (IPL) y dos modelos en Europa: CSM11 y CSM3, ambos de Bebig.

Fuentes de ^{192}Ir. Se desintegra según un esquema complejo con una energía máxima de emisión γ de 0,612 MeV y la media de 0,38 MeV, con $T_{1/2}$ de 74,02 días. Permite obtenerse con intensidades específicas muy elevadas, de ahí su gran ventaja para su uso intersticial permitiendo la forma de hilos muy finos o pequeñas fuentes de HDR y PDR.

Fuentes de ^{125}I. Con $T_{1/2}$ de 59,6 días, emite rayos X de 27,4 y 31,4 keV y radiación γ de 35,5 keV. Estas bajas energías conducen a que las protecciones necesarias sean también pequeñas. Se utiliza habitualmente para BT intersticial en forma de semillas de pequeñas dimensiones.

Fuentes de ^{103}Pd. Con $T_{1/2}$ de 17 días, y decae emitiendo rayos X característicos en el rango de energía 20 a 23 keV. Se utiliza habitualmente para BT intersticial en forma de semillas de pequeñas dimensiones; en los implantes de próstata, frente al ^{125}I, se consigue una mayor tasa de dosis absorbida inicial.

Fuentes de ^{90}Sr - ^{90}Y. Con $T_{1/2}$ de 28,2 años, emitiendo radiación β de 564 keV, se encuentra en equilibrio con el ^{90}Y, emisor β de energía máxima mayor de 2,28 MeV con $T_{1/2}$ de 64,1 h. Las fuentes se fabrican de modo que la radiación de menor energía sea frenada utilizándose sólo la de alta energía para terapia. Se incluyen aplicadores circulares cóncavos y planos para aplicaciones oftálmicas y nasofaríngeas.

Además de las fuentes emisoras comentadas anteriormente, se están introduciendo otras nuevas con radionucleidos como, por ejemplo, ^{160}Tm, ^{169}Yb, ^{131}Cs y ^{57}Co, observándose una tendencia a la baja energía para que la acción sea más local, además de disminuir los requisitos de radioprotección. Alguno de estos radionucleidos presenta la ventaja radiobiológica de su tasa de dosis inicial, otro es de un rango energético tal que potencia la acción de los radiosensibilizantes en BT, con otro se producen distribuciones más isotrópicas en implantes permanentes, etc. En la actualidad, todavía no hay fuentes disponibles comercialmente de ^{160}Tm ni ^{169}Yb ni ^{57}Co, pero si de ^{131}Cs para su uso en BT prostática con implantes permanentes.

Existe una gran profusión de nuevos modelos de fuentes sobre todo en BT de próstata, llegando incluso a fuentes plásticas, intentando obtener fuentes lo menos anisótropas posibles, menor artefacto en TC, menor migración y mayor señal en la ecografía. Otro desarrollo reciente espectacular son las nuevas, constituidas por un tubo minúsculo de RX.

En la actualidad existe una tendencia clara al uso exclusivo de ^{192}Ir en las unidades de BT, en equipos de carga diferida automática de una sola fuente. El equipo más extendido es el denominado de "Alta Tasa" (HDR) que veremos en el tema correspondiente, que consta de una sola fuente muy activa, existiendo a menor nivel equipos de "Tasa Pulsada" (PDR) en los que la actividad de la fuente de ^{192}Ir es aproximadamente diez veces menor. A la vez existe una gran incorporación en los hospitales de semillas de ^{125}I y ^{103}Pd para implantes permanentes de próstata. Son los dos sistemas fundamentales en la actualidad. También destacar que han comenzado a introducirse también algunos equipos de HDR con ^{60}Co, los primeros para su uso endocavitario aunque recientemente ya están disponibles en tamaño de fuente similar a las de ^{192}Ir de HDR y por tanto, pueden utilizarse también intersticialmente, existiendo un debate en la literatura con las comparaciones teniendo en cuenta: protección requerida, dosis integral y aspectos económicos.

A la hora de caracterizar las fuentes en el "Sistema de Planificación" (SP), la situación es muy diferente de Teleterapia; no se parte de medidas realizadas por el usuario para el generador de radiación específico, sino lo que se hace es tomar una matriz de dosis absorbida en agua, recomendada alrededor del modelo de fuente en cuestión y tomada de la literatura como veremos en el tema correspondiente.

3. Especificación de las fuentes en Braquiterapia

3.1. Modos de especificación

Son numerosas las recomendaciones internacionales indicando la conveniencia de especificar las fuentes en unidades de la magnitud tasa de kerma en aire en el seno de aire (CFMRI 1983; BCRUM 1984; ICRU 1985; AAPM 1987; NCRD 1991; BIR 1993; NCRD 1994; ICRU 1997; Kutcher y cols.1994; Nath y cols.1997; Yu y cols. 1999; BRAPHYQS 2004, etc.) tanto en los certificados suministrados por los laboratorios de calibración, como en los SP, así como en datos de matrices de dosis publicados en la literatura y en la prescripción y documentación en los tratamientos.

En la práctica todavía no se ha alcanzado esta unanimidad, manteniéndose el uso de la especificacion clásica de actividad. Por ello y dado que este aspecto crítico lleva asociado una mayor probabilidad de errores en la dosimetría clínica (Jayaraman y Lanzl 1983), se revisarán brevemente las distintas formas de especificación de las fuentes y sus relaciones.

Las formas habituales en las que se han especificado las fuentes son:

1. Actividad
2. Tasa de exposición nominal $(\dot{X}_N)$
3. Tasa de kerma normal o de referencia en aire $(\dot{K}_R)$

La *actividad* de un radionucleido se define por el número de transformaciones nucleares espontáneas que se producen por unidad de tiempo, siendo su unidad SI el Bq. El concepto de actividad más extendido en Braquiterapia es el de *actividad aparente o equivalente* de una fuente (A_a), que se define como la actividad de una fuente puntual del mismo radionucleido sin filtración, que proporciona igual tasa de kerma en aire a la misma distancia del centro de la fuente. Esta distancia debe ser lo bastante grande para que la fuente pueda considerarse puntual. Históricamente, se ha utilizado la extensión *miligramos de radio equivalente* (M_{eq}) expresado en $mgRa_{eq}$, que se define como la actividad de un radionucleido que libera el mismo kerma a la misma distancia de la

fuente que una carga puntual de radio filtrada por 0,5 mm de platino, utilizando un valor de la constante de tasa de exposición para el radio de 8,25 Rh^{-1} $mg^{-1}cm^2$; esta especificación está totalmente abandonada.

La *tasa de exposición nominal* $(\dot{X}_N)$, se define como la tasa de exposición de la fuente considerada, a una distancia de referencia de 1 metro, corrigiendo por la atenuación y dispersión en el aire. Se expresa habitualmente en mRh^{-1} a 1m. Esta completamente en desuso.

La *tasa de kerma de referencia en aire* $(\dot{K}_R)$, abreviada por TKRA, se define (ICRU 1985; ICRU 1997) como la tasa de kerma en aire en el seno de aire a una distancia de referencia de 1 metro, corrigiendo por atenuación y dispersión en el aire. Para fuentes lineales, la dirección desde el centro de la fuente al punto de referencia debe ser perpendicular al eje longitudinal de la fuente. Tradicionalmente se ha expresado en unidades $Gys^{-1}m^2$ o submúltiplos de esta unidad como $mGyh^{-1}m^2$, o para fuentes de baja tasa en $\mu Gyh^{-1}m^2$ (numéricamente igual a $cGyh^{-1}cm^2$). Como se indica en el informe 58 de ICRU (ICRU 1997), en la definición quedan fijadas las condiciones de medida (1 metro) de ahí que la unidad no deba incluir el m^2. Así pues, se debe expresar en Gys^{-1} a 1 m o bien en μGyh^{-1} a 1 m.

Aunque la distancia de referencia es 1 metro, las medidas para obtener el valor de $\dot{K}_R$ pueden realizarse a cualquier distancia, con la restricción de que ésta sea lo suficientemente grande para que la fuente pueda considerarse puntual; en este caso, $\dot{K}_R$ será el producto de la tasa de kerma y el cuadrado de la distancia.

Las relaciones entre estas distintas magnitudes de especificación son:

$$\dot{K}_R = \Gamma_\delta A_a$$

siendo Γ_δ la constante de tasa de kerma. Para el caso típico de una fuente de HDR de ^{192}Ir el valor de la constante Γ_δ sería 0,110 $(mGyh^{-1}m^2GBq^{-1})$ y utilizando unidades para $A_a(GBq)$ resultaría que una actividad contenida de 406,6 GBq (11 Ci) correspondería a una TKRA de 44,73 $mGyh^{-1}$.

La utilización cada vez menos frecuente de M_{eq} se debe, no sólo al desuso del ^{226}Ra en Braquiterapia, sino también a los errores asociados a esta magnitud (Hanson 1994). La ventaja de la especificación en $\dot{X}_N$ o $\dot{K}_R$ es evidente, ya que incluye el efecto del filtrado y autoabsorción en el plano meridiano y no lleva asociada ningún error en la elección de la constante de tasa, además de ser magnitudes directamente medibles (NCRP 1974; Dutreix y Wambersie 1975; Hanson 1994). Con la adopción del Sistema Internacional de unidades, se ha abandonado $\dot{X}_N$ en favor de $\dot{K}_R$.

La AAPM recomienda la especificación de lo que denomina "*Air kerma strength*" (S_K), definida como la tasa de kerma en aire multiplicada por el cuadrado de la distancia de calibración (Nath y cols. 1997; AAPM 1987):

$$S_k(\mu Gy\, h^{-1}\, m^2) = \dot{K}(\mu Gy\, h^{-1}) l^2\, (m^2)$$

siendo las condiciones de corrección en aire las mismas que para $\dot{K}_R$. Dado que en $\dot{K}_R$ la distancia es 1 metro, el resultado numérico será el mismo que con S_K. También en algunos trabajos se simplifica la unidad (Williamson 1991):

$$1U = 1\mu Gy h^{-1} m^2$$

El término "intensidad" que suele aparecer como traducción de "strength" no es adecuado por lo que en este tema se intenta evitar su uso.

Para el caso específico de fuentes de ^{125}I y ^{103}Pd, la AAPM ha recomendado (Rivard y Williamson 1991) el uso de un factor común para cualquier modelo de fuente en la conversión de actividad a TKRA, para evitar potenciales errores sistemáticos:

$$1\ mCi = 1{,}270\ U \quad \text{para } ^{125}\text{I}$$
$$1\ mCi = 1{,}293\ U \quad \text{para } ^{103}\text{Pd}$$

3.2. Especificación en los certificados del suministrador

Aunque ya no se da el caso en la actualidad, en el pasado algunas casas suministradoras y, como veremos, algunos SP, utilizaban especificaciones de fuentes diferentes de la recomendada. El dato que algunos suministradores de fuentes aportaban era A_a exclusivamente, por lo que antes de aceptar la fuente es preciso exigir certificados con especificaciones adecuadas.

En el caso de que sólo aparezca A_a, si, en contra de las recomendaciones, el radiofísico no realiza una medida independiente y usa directamente la actividad del certificado del suministrador, el error que puede cometer es importante pues la selección por parte del usuario de un valor de la constante de tasa de kerma en aire para el cálculo en el SP puede ser diferente de la que ha utilizado el fabricante. La disparidad de valores de estas constantes de tasa de kerma en aire en la literatura y las diferentes condiciones de su especificación (con y sin efecto de la filtración incluida) pueden conducir a errores considerables (Jayaraman y Lanzl 1983). No hay que olvidar que el valor de la constante de tasa de kerma, para una fuente determinada, depende de la construcción

de la fuente, de su encapsulamiento así como de la distribución de fluencia en energía.

Es pues imprescindible, que en el certificado se especifique claramente en cuál de las magnitudes descritas viene especificada la fuente y, en caso de que solamente venga en actividad, qué constante se ha usado para calcularla, ya que esos valores de las constantes son los que se deben introducir en el SP. De igual forma, si lo que se especifica es la actividad, debe quedar reflejado de forma inequívoca en el certificado, si se trata de actividad aparente o no; la conversión de una a otra se hace mediante la corrección por autoabsorción y filtrado.

En los certificados del suministrador debe especificarse la trazabilidad de la medida y su incertidumbre con el factor de cobertura correspondiente. Valores típicos para ^{192}Ir (HDR-PDR) son ±5% con $k = 3$. En el caso de las semillas la situación es muy diversa, por ejemplo, para ^{125}I un fabricante proporciona valores ±7% con $k = 2$ para el valor medio del lote, otro fabricante indica solamente ±4% sin más detalles, lo que confunde el valor medio del lote, el valor de k y la dispersión de los valores individuales de TKRA de las semillas dentro del lote.

El caso de las semillas o fuentes en lotes es muy especial; es el caso de las fuentes de ^{125}I utilizadas en la BT permanente de próstata. Para cada paciente se reciben 50-120 semillas con un valor nominal medio de TKRA del lote. Hay que tener en cuenta la dispersión de los valores dentro de un lote que se deriva de la sistemática de producción. Todos los fabricantes de semillas las clasifican en "clases" que abarcan el decaimiento de 1 semana, que en el caso de ^{125}I sería 8%; es decir, una vez activada la fuente se coloca en un lote de TKRA en el que todas sus componentes estarán en ese valor de ±4%.

Es fundamental, tener en cuenta estos aspectos a la hora de confeccionar las especificaciones de adquisición y aceptar las fuentes por Radiofísica.

4. Calibración en Braquiterapia

4.1. Necesidad de calibración independiente

Todas las recomendaciones internacionales indican la necesidad de una verificación de la TKRA de las fuentes previa a su aplicación a los pacientes (Kutcher y cols. 1994; Nath y cols. 1997; Yu y cols. 1999; IAEA 1999; IAEA 2002), y así lo recoge el RD (RD 1998) (Tabla II.C) y por tanto es de obligado cumplimiento en España.

Las fuentes de BT se acompañan con un certificado del suministrador, pero la verificación de la TKRA por el usuario es necesaria, no sólo para contrastar con éste, sino para asegurar la trazabilidad a patrones aceptados internacionalmente.

Algunos certificados del suministrador se especifican con intervalos de incertidumbre o límites de variación de hasta ±10% por lo que, si se utilizan estos datos, este grado de incertidumbre se traslada a todo el proceso de la dosimetría en BT, alcanzando valores de incertidumbre muy por encima de lo deseable. Por otro lado, con la verificación se evitan los errores en la declaración de la TKRA por parte del fabricante. En la literatura (NCRD 1994) se citan casos con desviaciones mayores de 10%.

Por lo tanto, el radiofísico deberá realizar una calibración de las fuentes, comparando sus resultados con los valores del certificado del suministrador, teniendo en cuenta las incertidumbres asociadas. En determinadas circunstancias, esta calibración se realiza con una mayor incertidumbre por condiciones prácticas, denominándose en este caso verificación, que sería una especie de calibración simplificada.

4.2. Detectores utilizados

En principio, la TKRA de las fuentes de BT se puede medir con varios tipos de detectores, fundamentalmente detectores de pozo, cámaras cilíndricas de pequeño volumen habituales en Teleterapia, y cámaras de gran volumen. Las dos primeras son las más utilizadas. Tradicionalmente los detectores de pozo se han utilizado para LDR y las cilíndricas para HDR y PDR. Las características del detector apropiado dependen en gran medida de la energía y nivel de TKRA de la fuente que se pretende medir. La ventaja de la resolución espacial de las cámaras con pequeños volúmenes está reñida con el nivel de señal en el punto de calibración a una distancia adecuada.

En la actualidad, para la medida del TKRA, todo se resuelve con el detector de pozo complementado con los insertos adecuados.

Las dificultades que presenta la obtención de la TKRA para todas las fuentes utilizadas en una unidad de BT (falta de salas adecuadas de baja dispersión, carencia de cámaras de volúmenes grandes, uso de técnicas complejas, imposibilidad física en algunos casos de realizar medidas en aire) hacen que el conjunto cámara de pozo-electrómetro junto con el correspondiente inserto sean el "patrón local por excelencia" (Brosed y cols. 2000).

4.3. Sistemática. Laboratorios de calibración

Nos referiremos al caso de los detectores habituales en las unidades de Radiofísica, es decir, cámaras de ionización tipo dedal, normalmente de 0,6 cm^3 de volumen, y cámaras de ionización tipo pozo.

Con la primera, en los laboratorios de calibración se pueden obtener coeficientes de calibración para el haz de cobalto (en el que se basan las calibraciones de ^{60}Co, RX de aceleradores y electrones), para ^{137}Cs y para determinadas calidades de RX en el rango del kV. Como veremos, mediante una combinación y operación determinada de estos coeficientes se puede obtener un coeficiente de calibración para aplicar a las medidas en aire de las fuentes de HDR y PDR de ^{192}Ir.

En el caso de las cámaras tipo pozo, la calibración en los laboratorios debe ser específica para el modelo de fuente del que se desea verificar la TKRA. Los laboratorios pueden realizar esto de dos formas:

- Enviando una fuente *patrón* al usuario, es decir, una fuente en la que se ha determinado de manera muy precisa su TKRA. El radiofísico, mediante el detector de pozo con un inserto apropiado a ese modelo de fuentes, compara la lectura de la fuente patrón con la de las diferentes fuentes a calibrar del mismo modelo. Como veremos, la calibración se transfiere con el conjunto cámara más inserto y sólo es válida para exactamente ese modelo de fuente, dada la criticidad de la sensibilidad del detector con estos factores. Evidentemente, si el nivel de TKRA de la fuente patrón es mucho menor que la fuente a calibrar se debe tener en cuenta el comportamiento del detector respecto al efecto de recombinación.
- Realizando una calibración del conjunto electrómetro más detector de pozo, junto con los insertos que se utilizarán, en el laboratorio de calibración, con lo que el radiofísico recibe un certificado de calibración del sistema para un modelo de fuente específico y un inserto que permite fijar adecuadamente la posición de la fuente. Este certificado especifica los parámetros de trabajo del sistema cámara-electrómetro calibrada, así como las condiciones de irradiación: características de la fuente patrón con las que se ha realizado la transferencia del coeficiente de calibración, tensión de colección y tipo de inserto empleado.

Habitualmente, este segundo método es el preferido (IAEA 1999; IAEA 2002), aunque la elección de uno u otro siempre dependerá del número de fuentes del mismo tipo, nivel de TKRA y de que se plantee en la adquisición inicial del sistema de medida o no.

Se debe tener precaución especial en el caso de fuentes de ^{125}I. Algunas veces al usuario se le suministra una fuente con certificado pero no del laboratorio sino del fabricante; esto no es una fuente patrón, es una fuente para la que el fabricante acompaña la medida de TKRA con su sistema para esa fuente individualmente, en contraste con el certificado de la media del lote en cada envío.

Para los detectores de pozo, es aconsejable utilizar entre períodos de calibración una fuente de vida larga como ^{137}Cs para controlar su estabilidad previamente a cada utilización. Cuando no se disponga de este tipo de fuentes, la verificación de la constancia en la respuesta se puede realizar con un haz de la unidad de cobalto (IAEA 1999) en condiciones geométricas bien determinadas, o en su defecto, con RX de un acelerador, aunque en la práctica estas opciónes presentan bastantes dificultades.

4.4. Tipos de trazabilidad

En este contexto, se denomina *trazabilidad* (Nath y cols. 1997; Andreo 1999) al proceso de trasladar o diseminar coeficientes de calibración, mediante fuentes o sistemas de medida, desde una referencia denominada *patrón*.

Los laboratorios capaces de proporcionar calibraciones en el campo de la dosimetría se pueden clasificar en primarios y secundarios. Estos últimos están acreditados para realizar calibraciones y sus fuentes y detectores han sido calibrados frente a las fuentes y detectores del primario. En este contexto denominaremos *calibrador* al conjunto de una cámara de ionización y electrómetro capaz de realizar medidas de TKRA.

Los niveles de trazabilidad son (Nath y cols. 1997):

- **Trazabilidad directa.** Se establece cuando un calibrador o una fuente ha sido calibrada en un "Laboratorio Primario de Calibración" (LPC) o en un "Laboratorio Secundario de Calibración" (LSC).
- **Trazabilidad secundaria.** Se establece cuando una fuente se calibra por comparación con otra fuente de igual diseño y TKRA similar (fuente patrón), la cual a su vez tiene una trazabilidad directa, o cuando la fuente se calibra mediante un *calibrador* con trazabilidad directa.
- **Trazabilidad secundaria por inferencia estadística.** Se establece para un grupo de fuentes de las cuales se ha extraído una muestra aleatoria adecuada para su calibración con trazabilidad secundaria.
- **Trazabilidad remota.** Se establece al tomar como único patrón la calibración del certificado del suministrador, pudiendo ésta no ser trazable a patrones nacionales o internacionales.

4.5. Recomendaciones internacionales

A continuación, recogemos las recomendaciones internacionales en cuanto a la calibración, fundamentalmente las recogidas por el TG 56 de la AAPM (Nath y cols. 1997; Andreo 1999; ICRU 1997; BRAPHYQS 2004).

- Las fuentes empleadas en BT deben poseer una calibración con trazabilidad directa o secundaria a los patrones nacionales o internacionales (Nath y cols. 1997; Andreo 1999; ICRU 1997; BRAPHYQS 2004). En el caso de nuevos radionucleidos introducidos en BT, para los que no exista aún un patrón nacional o internacional adecuado, puede emplearse la trazabilidad remota como vía para establecer temporalmente un patrón local (Nath y cols. 1997; Andreo 1999) o intentar desarrollar un patrón provisional propio (Nath y cols. 1997).
- Para estas fuentes, y en general para aquellas para las que los laboratorios no dispongan de la posibilidad de facilitar coeficientes de calibración, se recomienda (Nath y cols. 1997) que al menos se "calibre" el detector con uno de los certificados del fabricante y así se pueda verificar el resto de fuentes del mismo modelo que sirva el fabricante para asegurar que no cambia su patrón; la otra posibilidad que apunta es compleja: el desarrollo de procedimientos de calibración, a partir de cámaras especiales, citados en (Nath y cols. 1997) y (Andreo 1999) trasladando los coeficientes de calibración de otras condiciones (Goetsch y cols. 1991; Das y cols. 1995; Verhaegen y cols. 1992). La aproximación más apropiada consiste en comparar las TKRA de la fuente que se pretende calibrar y la patrón en aire a una distancia suficiente para que se minimicen las diferencias geométricas entre las mismas, utilizando una cámara de ionización de gran volumen (IAEA 1999).

Por tanto, es fundamental considerar en las condiciones de adquisición de las fuentes, el que éstas dispongan de posibilidad de calibración en los laboratorios actuales.

- Idealmente, toda fuente que va a ser implantada en un paciente debe estar calibrada. En la práctica, sin embargo, debido a limitaciones de tiempo, recursos, exposición del personal o restricciones de otra índole, hacen que esto no siempre se cumpla. Se recomienda que todas las fuentes de periodo de semidesintegración largo estén calibradas. La trazabilidad por inferencia estadística, puede ser apropiada para fuentes de periodo corto, dependiendo de la cantidad de fuentes, así como por la agrupación por actividad establecida. Si el conjunto contiene pocas fuentes, se recomienda la calibración de todas y cada una de ellas. Para conjuntos grandes de fuentes similares, se recomienda calibrar una

muestra aleatoria de al menos un 10% de la cantidad total de fuentes. Para fuentes adquiridas en configuración estéril, se recomienda comprar y calibrar una fuente no estéril por cada agrupación de TKRA (Nath y cols. 1997). A la hora de aplicar esta recomendación, se presentan problemas en la práctica en el caso de los nuevos sistemas de carga diferida automática con fuentes permanentes en próstata que requieren una consideración especial y es un tema de controversia en la actualidad.

- Cualquier grupo de fuentes nominalmente idénticas tiene una dispersión inherente en el valor de sus TKRA. En la práctica, esas fuentes habitualmente se consideran iguales utilizándose la TKRA media en los cálculos. Esto se aplica también a los sistemas de carga diferida que utilizan un grupo de fuentes. No se deben aceptar para uso clínico aquellas fuentes que se desvíen más de ±5% de la TKRA media (ICRU 1997).
- El fabricante asigna una calibración a las fuentes de BT. Cada institución debe tener un sistema para medir la TKRA de la fuente con trazabilidad secundaria para todos los tipos de fuentes utilizados (Nath y cols. 1997; Kutcher y cols. 1994). Es responsabilidad de la institución verificar si la calibración del fabricante es correcta (Nath y cols. 1997).
- La institución debería comparar el valor establecido por el fabricante con el patrón de la institución. Se recomienda que si se obtiene una discrepancia mayor de ±3%, debe investigarse la fuente de esta diferencia; si la discrepancia excediera de ±5% se recomienda notificar este hecho al fabricante. Es siempre aconsejable requerir al fabricante que revise su proceso de calibración de las fuentes para ayudar a resolver esas discrepancias (Nath y cols. 1997).

Si se dispone de un programa o sistema redundante adecuado para verificar que el sistema dosimétrico de la institución no ha variado en el tiempo, todavía existirá un pequeño riesgo de error si se emplease el resultado de la calibración de la institución cuando ésta difiere en más de un ±5% del valor establecido por el fabricante (Nath y cols. 1997). Debe entenderse que el límite de ±3% indicado se aplicará a la media en el caso de un lote de fuentes del mismo tipo y TKRA; dado que una fuente individual puede diferir de la media en un porcentaje mayor, se recomienda que la desviación típica para fuentes individuales no supere de ±5% (Nath y cols. 1997).

Lógicamente, esto será aplicable siempre que los niveles de incertidumbre del certificado del fabricante sean los adecuados. De lo contrario, la aplicabilidad se debiera adaptar a los niveles de incertidumbre indicados en el certificado. Hay que destacar que el procedimiento que propone el TG56, también recogido por el RD, ignora las incertidumbres del fabricante y las del radiofísico

al medir. Lo ortodoxo, lógico y correcto sería que el fabricante diera un valor A con una incertidumbre $(k = 2)I_A$ y el radiofísico determinase un valor B con una incertidumbre $(k = 2)I_B$. Ambas medidas serán compatibles cuando un intervalo esté comprendido dentro del otro, $[B–I_B, B+I_B] \subset [A–I_A, A+I_A]$, serán de compatibilidad dudosa cuando alguna zona de $[B–I_B, B+I_B]$ no esté dentro de $[A–I_A, A+I_A]$, y serán medidas incompatibles cuando $[B–I_B, B+I_B]$ este fuera de $[A–I_A, A+I_A]$.

En este sentido, debe exigirse en las condiciones de adquisición de la fuente que los valores de incertidumbre en el certificado del suministrador no superen el 5%, así como que este valor se haya obtenido con un sistema trazable a patrones internacionales. Esta problemática ha sido recogida por un grupo de trabajo de la AAPM (Butler y cols. 2008).

- Para las fuentes de HDR y PDR se recomienda que la calibración se realice mediante un detector de pozo, al igual que las de LDR, con el coeficiente de calibración procedente de un laboratorio acreditado (Nath y cols. 1997).
- Un procedimiento alternativo aceptable, pero no recomendado, para estas fuentes, es la adopción del método de interpolación en aire, mediante la cámara de ionización apropiada directamente trazable a calibraciones en kerma en aire para ^{137}Cs y ortovoltaje (Nath y cols. 1997).

La elección del detector de pozo, con un inserto adecuado, frente a la cámara de dedal en aire se justifica por razones de economía de tiempo, medios, complejidad técnica, y reproducibilidad en el entorno clínico.

- Se debe realizar un control de confirmación de la TKRA de la fuente de HDR o PDR con un patrón terciario capaz de detectar errores o cambios en la respuesta del patrón secundario mayores de ±5% (Nath y cols. 1997).

Para maximizar la redundancia, se indica que el patrón terciario debería utilizar una cámara y electrómetro diferentes, ya sea cámara de ionización o detector de pozo diferente al utilizado como patrón secundario. Si se utiliza una cámara de dedal para medida en aire, debería realizarse en una geometría fija, habiéndose calibrado previamente frente al patrón secundario.

Últimamente se han publicado (Butler y cols. 2008), las recomendaciones de la AAPM en su grupo "Low Energy Brachytherapy Source Calibration Working Group" (LEBSC-WG) respecto a las calibraciones y responsabilidades de Radiofísica aplicables a los lotes de fuentes, que sustituyen a las previas del TG-40 y TG-56. En esta publicación se resalta claramente la responsabilidad de Radiofísica en estas medidas frente a las medidas del fabricante o incluso servi-

cios intermedios de empresas de calibración; sus principales conclusiones son, respecto al número de fuentes a medir:

- **Grupos de fuentes sueltas**: se debe medir el TKRA en un 10% o más, de las fuentes del lote. Para lotes menores de 10 fuentes se deben medir todas.
- **Grupos de fuentes en cartuchos estériles o en "*strands*"**: se debe medir el TKRA en un 10% o más, de las fuentes del lote; como alternativa puede adquirirse un conjunto no estéril para medidas igual al 5% del total del lote o 5 semillas, lo que resulte menor.

Respecto a las acciones a tomar ante el resultado de la medida, el LEBSC-WG establece:

- **TKRA en fuentes individuales pertenecientes a un lote de 10 fuentes o más**: 6%. Si se supera este valor, debe consultarse su uso con el oncólogo radioterápico, dependiendo del radionucleido, aplicación, soporte de las fuentes y disponibilidad de fuentes sobrantes.
- **TKRA medio de un grupo de un 10% o más, de fuentes en un lote**: 3%. Si se alcanza el 5% debe investigarse el origen de la discrepancia o aumentar el tamaño de la muestra. Si se supera el 5%, se debe consultar con el fabricante para resolver las diferencias o aumentar el número de la muestra. Para medidas realizadas en el quirófano, se debe consultar con el oncólogo radioterápico sobre la continuación del procedimiento.

4.6. Sistemas redundantes

Sobre los sistemas denominados redundantes, la AAPM (Kutcher y cols. 1994) y OIEA (IAEA 1999) recogen su definición, componentes, posibilidades y recomendaciones.

Se entiende por sistema redundante un conjunto de fuentes y detectores de radiación, cuyas características radiológicas son predecibles con un elevado grado de reproducibilidad (Kutcher y cols. 1994; Andreo 1999). Dichas fuentes y detectores se intercomparan periódicamente para comprobar si ha variado alguna de sus características.

Un sistema redundante mínimo de dos componentes sería un detector de pozo calibrado para un determinado radionucleido y una fuente de $T_{1/2}$ largo y bien conocido (por ejemplo ^{137}Cs o ^{90}Sr) e integridad mecánica fiable que nos asegurase la estabilidad en su respuesta. El TG40 de la AAPM (Kutcher y cols. 1994) y OIEA (IAEA 1999) recomiendan añadir componentes a este sistema como sería otro calibrador de pozo o de dedal con mecanismo de colocación preciso, fuentes patrón, certificados del suministrador, etc.

Cuando se establece por primera vez un sistema redundante, todos los componentes deben ser intercomparados. Posteriormente, siempre que se vayan a medir fuentes de uso clínico, el calibrador y una fuente se comparan y la respuesta del calibrador se coteja con el decaimiento de la fuente de referencia (como mínimo). Si estos dos componentes no concuerdan, se puede incluir un tercero o incluso un cuarto componente en la intercomparación, con objeto de resolver la discrepancia. Todos los componentes de un sistema redundante se deben intercomparar al menos anualmente.

Actualmente, desde el punto de vista práctico, lo más cómodo es disponer de al menos dos sistemas con detector de pozo, o un sistema de pozo y un dispositivo fijo para medida con cámara de dedal, pero lo más práctico sin duda es lo primero. También es muy conveniente, en HDR-PDR, en los cambios de fuente, realizar la medida de la fuente a retirar para asegurar la estabilidad del sistema de medida, comparando con la medida realizada en la instalación de la misma.

4.7. Disponibilidad de patrones

En la actualidad, existen patrones en laboratorios de calibración para varios tipos de fuentes de LDR tanto de ^{137}Cs como de ^{192}Ir (Nath y cols. 1997), tanto en USA como en Europa. En el caso de fuentes de ^{125}I y ^{103}Pd, existen patrones en el NIST de USA (*National Institute of Standars and Technology*) y actualmente varios laboratorios europeos también los tienen ya disponibles, por ejemplo, el PTB (*Physikalisch-Technische Bundesanstalt*) en Alemania.

Para las fuentes de HDR y PDR (^{192}Ir), no existe en USA un patrón primario de kerma en aire directamente aplicable. En su lugar, el método secundario de medida basado en la obtención del coeficiente de calibración mediante interpolación, como veremos en el tema 3, se ha convertido en el patrón en esos casos para la medida de la TKRA de estas fuentes. En varios laboratorios europeos sí se dispone de un patrón primario como es el caso del NPL en el Reino Unido y del PTB en Alemania.

5. Situación española. Recomendaciones actuales para obtener trazabilidad

La solución óptima pasa inevitablemente por el establecimiento en España de un laboratorio de calibración, en la actualidad objeto de petición, estudio y búsqueda de concienciación por las autoridades competentes. Mientras tanto, a continuación se recogen unas recomendaciones de obtención de trazabilidad.

El instrumental necesario consistirá fundamentalmente en un conjunto cámara de pozo-electrómetro-inserto (CPEI) con la trazabilidad que sea posible: cámara de dedal con calibración en ^{137}Cs y cierta calidad de RX (250 kV; CHR = 2,5 mmCu) y cámara de ionización de 1 litro para el caso de fuentes de cesio de LDR. Ambas calibraciones en ^{137}Cs, para las cámaras de dedal y de 1 litro, se encuentran disponibles en el CIEMAT, así como para la calidad de RX.

Iridio HDR-PDR

- Si es posible, la primera opción es la calibración externa de la CPEI, lo que está disponible en varios laboratorios acreditados.
- Otra posibilidad es el uso de una cámara de dedal en aire, como se describe en el tema 3, calibrada en ^{137}Cs y cierta calidad de RX (250 kV; CHR = 2,5 mmCu).
- La tercera opción es el uso de la cámara de dedal NE2571 calibrada en la energía del ^{60}Co, como se describe en (Brosed y cols. 1999) y también descrita en el tema 3.

Estas dos últimas alternativas permiten al radiofísico verificar dosimétricamente la fuente pudiendo calibrar internamente su CPEI.

Iridio LDR

- La primera opción es la calibración interna de la CPEI mediante la adquisición de hilos patrón, según se describe en el tema correspondiente.

Yodo y Paladio LDR

- La opción recomendada es la calibración externa de la CPEI en un laboratorio acreditado, disponibles tanto en USA como en Europa.
- Una vez adquirido el equipo, para las sucesivas calibraciones puede ser más práctico el solicitar a la casa suministradora de fuentes que gestione el envío de una fuente patrón al hospital para recalibrado de la CPEI, siempre que la trazabilidad esté bien asegurada.

Cesio LDR

- La primera opción es la calibración externa de la CPEI.
- La segunda opción es la calibración interna de la CPEI mediante la adquisición de fuentes patrón.
- La tercera opción, a realizar si no se dispone de las posibilidades anteriores, es la calibración interna de la CPEI mediante una verificación dosimétrica utilizando una cámara esférica de 1 litro calibrada en la energía del ^{137}Cs.

En el caso del ^{137}Cs hay que decir que la mayoría de fuentes se utilizan dentro de un equipo de carga diferida automática, como es el caso del Curietron o del Selectron, siendo mínimos los Servicios en que se utiliza la carga diferida manual. En algunos casos, las fuentes las introduce el usuario en los aplicadores del equipo, en otros se introducen en la instalación del mismo y ya no hay posibilidad de sacarlas y en otros casos, las fuentes ya llegan selladas dentro de los aplicadores. Lógicamente, la repercusión en la metodología de la calibración de uno u otros casos es importante.

En estas situaciones, se recomienda realizar una verificación del valor asignado de TKRA a la fuente o conjunto de fuentes mediante el uso de una cámara esférica de 1 litro calibrada en la energía del ^{137}Cs, en un dispositivo de posicionamiento adecuado. Existen situaciones verdaderamente límites como es el caso de sondas uterinas selladas con varias fuentes de distinto TKRA, recomendándose en estos casos la verificación de la compatibilidad de los certificados del fabricante y/o cálculos con la cámara de 1 litro.

En la actualidad, el uso de ^{137}Cs es mínimo y la utilización de hilos de ^{192}Ir se restringe también a unos pocos hospitales. Lo más extendido es HDR-PDR y semillas para próstata, casos en los que no hay problemas de trazabilidad de patrones, de calibrado por usuario ni ambigüedad en los certificados del suministrador. Resta decir que el Selectron tiende a desaparecer, al igual que el Curietron (con fuentes CSM11, CSM3, CSM40) pese a existir hace pocos años un nuevo modelo disponible en el mercado (BEBIG); en estos casos se crea un problema para el radiofísico a la hora del establecimiento del TKRA.

Para finalizar, indicar que actualmente existen varias iniciativas en los diferentes laboratorios, principalmente en Europa, para la obtención del patrón en agua frente al de aire utilizado hasta ahora. El objetivo perseguido, al igual que ocurrió en Teleterapia, es la disminución de la incertidumbre final.

6. Referencias

[1] AAPM (1987). AAPM Report 21. Monograph "Specification of Brachytherapy source strength". Report Task Group 32.

[2] ANDREO P. (1999). “Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia”. Recomendaciones del panel de expertos en ARCALXXX. Coordinador: Pedro Andreo OIEA.

[3] BCRUM (1984). British Commitee on Radiation Units and Measurements “Specification of Brachytherapy Sources”. Br. J. Radiol. 57, 941-942.

[4] BRAPHYQS (2004). Estro Booklet No 8 "A Practical Guide to Quality Control of Brachytherapy Equipment" Edited by J. Venselaar and J. Pérez-Calatayud ESTRO 2004. Available free on www.estro.be

[5] BIR (1993). British Institute of Radiology. "Recommendations for Brachytherapy Dosimetry". Report of a joint working party of the BIR and the IPSM. (British Institute of Radiology, London).

[6] BROSED A., GONZÁLEZ A.M., VIVANCO J. (1999). "Trazabilidad de los conjuntos de referencia hospitalarios usados en la calibración de fuentes de Braquiterapia para las energías del ^{137}Cs, ^{60}Co, ^{192}Ir".

[7] BROSED A., PÉREZ-CALATAYUD J., VIVANCO J. (2000). "Necesidades metrológicas en Braquiterapia. Soluciones a corto, medio y largo plazo" Revista de Física Médica 1(1): 107-111.

[8] BUTLER W., BICE W., DEWERD L., HEVEZI J., HUQ M., IBBOT G., PALTA J., RIVARD M., SEUNTJENS J., THOMADSEN B. (2008). "Third-party brachytherapy source calibrations and physicist responsabilities: Report of AAPM Low Energy Brachytherapy Source Calibration working Group." Med. Phys. 35. 3860-3865.

[9] CFMRI (1983). Comité Français de Mesure des Rayonnements Ionisants "Recommendations pour la determination des doses absorbées en curietherapie". Raport du Comité Francais Mesure des Rayonnements Ionisants No 1, Bureau National de Metrologie, Paris.

[10] DAS R., MISHRA V., PERERA H., MEIGOONI A., AND WILLIAMSON J. (1995). "A secondary air kerma strength standard for 169Yb interstitial brachytherapy sources" Phys. Med. Biol. 40. 741-756.

[11] DUTREIX A., AMBERSIE A. (1975). "Specification of gamma-ray brachytherapy sources". Br. J. Radiol. 48, 1034.

[12] GOETSCH S., ATTIX F., PEARSON D., THOMADSEN, B.R. (1991). "Calibration of 192Ir high-dose-rate afterloading systems". Med. Phys. 18. 462-467.

[13] HANSON W. (1994). "Brachytherapy Source Strength: Quantities, Units and Standards" en Brachytherapy Physics. AAPM Summer School 71-86.

[14] IAEA (1999). International Atomic Energy Agency. "Calibration of Brachytherapy Sources". Recommendations on Standarized Procedures for the Calibration of Brachytherapy Sources at SSDLs and Hospitals. IAEA-TECDOC-1079. February 1999.

[15] IAEA (2002). International Atomic Energy Agency. "Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy". Guidelines on standarized procedures at SSDLs and Hospitals. IAEA-TECDOC-1274. March 2002.

[16] ICRU (1985). International Commission on Radiation Units and Measurements. "Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology". ICRU Report 38 , Bethesda.

[17] ICRU (1997). International Commission on Radiation Units and Measurements. "Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy". ICRU Report 58. Washington DC.

[18] JAYARAMAN S., LANZL L. H. (1983). "An overview of errors in line source dosimetry for gamma-ray brachytherapy". Med. Phys. 10. 871-875.

[19] KUTCHER G., COIA L., GUILLIN M., HANSON W., LUBEL S., MORTON R., PALTA J., PURDY J., REINSTEIN L., SVENSON G., WELLER M., WINGFIELD L. (1994). "Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Commitee Task Group 40." Med. Phys. 21. 581-618.

[20] NATH R., ANDERSON L., MELI J., OLCH A.,STIT J., WILLIAMSON J. (1997). "Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56." Med. Phys. 24. 1557-1598.

[21] NCRD (1991). Netherlands Commission on Radiation Dosimetry. "Recommendations for Dosimetry and Quality Control of Radioactive Sources Used in Brachytherapy". Report No. 4.

[22] NCRD (1994). Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, "Recommendations for the calibration of Iridium-192 High Dose Rate Sources". Report No. 7. December 1994.

[23] NCRP (1974). National Council on Radiation Protection and Measurements. "Specification of Gamma-Ray Brachytherapy Sources". NCRP Report No 41. Bethesda, Maryland.

[24] RD (1998). Real Decreto 1566/1998, de 17 de Julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. Ministerio de Sanidad y Consumo. B.O.E. núm. 206 del 28-08-1998, 29383-29394.

[25] RIVARD M.J., COURSEY B.M., DEWERD L.A., HANSON W.F., HUQ M.S., IBBOT G.S., MITCH M.G., NATH R., WILLIAMSON J.F. (2004). "Update of the AAPM Task Group No 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations". Med. Phys. 31, 633-674.

[26] VERHAEGEN F., VAN DIJK E., THIERENS H., AALBERS A., SEUNTJENS J. (1992). "Calibrations of 192Ir brachytherapy sources in terms of reference air kerma rate with large volume spherical ionization chambers". Phys. Med. Biol. 37. 2071-2082.

[27] YU Y., ANDERSON L., LI Z., MELLENBERG D., NATH R., SCHELL M., WATERMAN F., WU A., BLASKO J. (1999). "Pemanent prostate seed implant brachytherapy: Report of AAPM Radiation Therapy Commitee Task Group 64." Med. Phys. 26. 2054-2076.

[28] WILLIAMSON J. (1991).s "Comparison of measured and calculated dose rates in water 125I and 192Ir seeds". Med. Phys. 18. 776-786.

Tema 2:
Calibración de fuentes mediante detectores de pozo

Françoise Lliso Valverde
José Pérez-Calatayud
Vicente Carmona Meseguer
Jesús María de Frutos Baraja

Calibración de fuentes mediante detectores de pozo

Françoise Lliso Valverde
lliso_fra@gva.es

José Pérez-Calatayud
perez_jos@gva.es

Vicente Carmona Meseguer
carmona_vic@gva.es
Sección de Física
Servicio de Oncología Radioterápica
Hospital Universitari i Politècnic La Fe

Jesús María de Frutos Baraja
jesusm.defrutos.baraja@telefonica.net
Servicio de Radioterapia
Hospital Clínico Universitario de Valladolid

1. Detectores de pozo

Este tema está basado fundamentalmente en el Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia (IGTB) de la SEFM (Pérez-Calatayud y cols., 2000) en el cual se recogían todas las referencias relacionadas con la calibración mediante detectores de tipo pozo hasta la fecha de publicación de dicho documento y en el tema 2 del curso de Braquiterapia que tuvo lugar en Valencia en septiembre de 2002. En el presente texto se recogen el contenido de los mencionados documentos, reorganizado de forma más acorde al contexto de este curso, y actualizado, además de las referencias que inciden sobre algunos de los aspectos citados.

1.1. Descripción y principio de medida

Los detectores de pozo son dispositivos que presentan una geometría cilíndrica y constan básicamente de una cavidad central, un electrodo colector y

un volumen de aire, abierto o cerrado, que rodea esta cavidad. Dado que estos detectores integran sobre un ángulo sólido de casi 4π, la respuesta varía mucho con los detalles de construcción de la fuente y su posición en el detector. Por ello, se utilizan artilugios mecánicos o "insertos" que, adaptándose exactamente a la cavidad, alojan la fuente y permiten fijar con exactitud su posición. Un esquema de la sección de este tipo de detector se recoge en la figura 1.

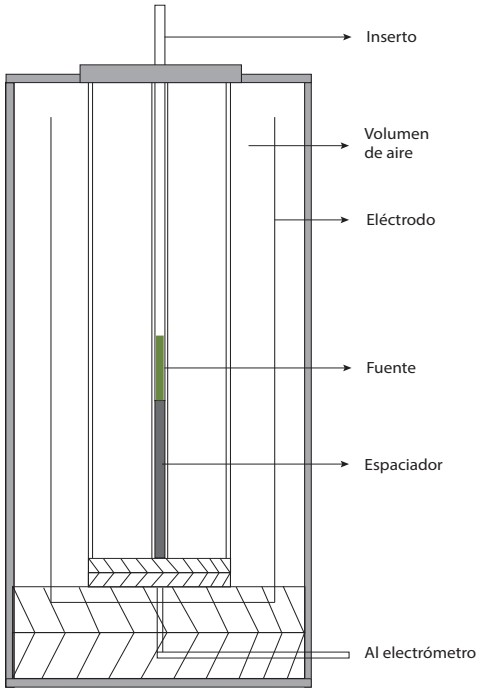


Figura 1. Sección longitudinal de pozo. Tomado de IAEA (IAEA 1999), con permiso.

En estos detectores, la medida se realiza por comparación de las lecturas producidas por la fuente que se pretende calibrar y por una fuente patrón de la que se conoce la tasa de kerma de referencia en aire (TKRA). Ambas fuentes deben ser idénticas en cuanto a construcción y se deben colocar exactamente en la misma posición dentro del detector.

La cámara de pozo es recomendable para uso clínico porque es sencilla y rápida de usar y tiene una geometría altamente reproducible con lo que se aumenta la precisión de la medida (Ezzel y cols., 1992). La cámara de tipo pozo tiene un volumen, por ejemplo, de alrededor de 0,245 l, mucho mayor que el de la cámara Farmer, 0,0006 l, con lo que la sensibilidad es mayor, y el tiempo de integración de la señal, si se opta por medir carga, menor por lo que las fugas

también pueden ser menores (Nair y Cheng 1997). Si bien se ha considerado durante algún tiempo un método para medidas de rutina y no para calibración de la fuente (Williamson 1991), en la actualidad es el método de elección para medidas en Braquiterapia (Pérez-Calatayud y cols., 2000).

Actualmente existen algunos tipos de cámaras de pozo planas, es decir, no cilíndricas como las descritas previamente. Se les aplican las mismas consideraciones señaladas.

1.2. Tipos de detectores de pozo

El detector de tipo pozo ("*Re-entrant chamber*" o "*well-ionization chamber*") está siendo cada vez más utilizado en Braquiterapia (BT). Atendiendo al uso a que se destinan, se distinguen tres tipos de detectores de pozo:

- **Activímetros.** Son los detectores destinados a medir actividades en Medicina Nuclear (MN). Éstos tienen una configuración específica para la actividad, estado, contenedor y precisión requerida para los radiofármacos en MN y se calibran a partir de configuraciones patrón, es decir, un radionucleido en la misma cantidad, en el mismo vial y con la misma extensión del que se desea medir. Por tanto, su uso para la calibración de fuentes en BT no se aconseja (Glasgow y cols., 1993). Otros motivos que los hacen desaconsejables para BT son (IAEA 2002): los detectores miden únicamente unidades de actividad; los dispositivos de lectura contemplan sólo los radionucleidos de MN pero no de BT; pueden darse problemas de contaminación; dado que son detectores cerrados puede haber pérdida de gas que ocasione un cambio en el coeficiente de calibración; al ser cámaras presurizadas, el grosor de la pared puede absorber parte de la radiación y hacer que el sistema presente una dependencia energética muy alta. Además, no suelen estar diseñados para las altas densidades de corriente y los potenciales efectos de recombinación que provocan las fuentes de Braquiterapia sobre todo si son HDR (Ezzell y cols., 1992; Hicks y Ezzell 1995). En la actualidad, con la disponibilidad de detectores de tipo pozo adecuados no deben utilizarse en ningún caso este tipo de activímetros en BT.
- **Detectores para LDR.** Son detectores de pozo utilizados para medir TKRA en fuentes de LDR, por ejemplo tubos de ^{137}Cs, semillas de ^{125}I, hilos y semillas de ^{192}Ir, etc. No se pueden utilizar, lógicamente, para Alta Tasa, dado que no soportan los niveles de corriente asociados a esta última, a la vez que la medida resulta ser muy crítica. Por otro lado, algunas cámaras son adecuadas para su uso con emisores de baja

energía como ^{125}I o ^{103}Pd pero otras no, debido al tamaño de la pared y a la sensibilidad de las mismas.

Existen cámaras con forma no cilíndrica, como es el caso de la cámara plana SOURCECHECK (PTW, Freiburg) que consiste en un ortoedro, con una gran zona de respuesta uniforme.

- ***Detectores para LDR y HDR***. Son detectores diseñados para la medida de TKRA en fuentes de HDR de ^{192}Ir, que permiten medir las grandes TKRA de corriente asociadas a estas fuentes. Lo más adecuado, lógicamente, es disponer de una cámara de tipo pozo adaptada para HDR y con ella medir la TKRA también para las fuentes de LDR. Existen en el mercado varios modelos de este tipo de cámaras (Goestsch y cols., 1992; Nuclear Associates 1998), que las convierten en las más adecuadas para los Servicios con BT. A este último tipo de detectores es al que nos referiremos en este texto, con una breve descripción de su geometría, principio de medida y garantía de calidad.

2. Medida de la TKRA con detectores de pozo

La TKRA se obtiene a partir de la medida con el detector de pozo mediante:

$$\dot{K}_R = N_K \frac{M_u}{t} \tag{1}$$

donde N_K es el coeficiente de calibración de la cámara de tipo pozo, electrómetro e inserto (CPEI) para el modelo concreto de la fuente que se quiere medir; M_u es la carga recogida durante el tiempo t, corregida por presión y temperatura, corrientes de fugas, pérdidas por recombinación, efecto de tránsito y efecto de polaridad:

$$M_u = (M - M_F) \times k_{P,T} \times k_s \times k_{tr} \times k_{pol} \tag{2}$$

2.1. Factor de corrección por presión y temperatura, $k_{P,T}$

Se determina de la forma usual a partir de la expresión:

$$k_{P,T} = \frac{T + 273,2}{T_0 + 273,2} \times \frac{P_0}{P} \tag{3}$$

siendo P_0 = 1013,2 hPa y T_0 = 20ºC. Algunas cámaras de uso en Braquiterapia (Pai y Reinstein 1998), están selladas herméticamente, y no requieren corrección por parámetros ambientales. Para algunas cámaras de pozo abiertas, como la de uso muy extendido HDR 1000 Plus (Standard Imaging Inc, Middleton, WI), se ha propuesto una reevaluación (Bohm y cols., 2005; Griffin y cols., 2005) de la influencia de la presión en la respuesta del detector relacionada con la altitud. Esta variación es debida a que el rango de los electrones en el volumen activo de la cámara es comparable al tamaño del volumen activo y depende de los materiales de las paredes de la cámara y de la energía de las fuentes. Los referidos autores proponen un factor correctivo adicional que tiene en cuenta la sobrerrespuesta (mayor a bajas presiones asociadas a grandes altitudes). De los resultados concluyen que dentro del 1%, las cámaras abiertas no requieren esta corrección adicional ni para para fotones ni para radiación beta, de alta energía, pero sí para fotones de baja energía en los que la sobrerrespuesta puede llegar a ser una fracción importante de la señal (5-10%). Tampoco es necesaria esta corrección añadida en cámaras cerradas y fuentes emisoras beta, si se acepta que puede haber variaciones de hasta el 1% a presiones bajas.

2.2. Componente de fugas, M_F

Debe ser cuantificada dado que la señal obtenida para fuentes de Braquiterapia es del orden de 50 a 100 veces menor que en teleterapia. Esto es patente sobre todo para cámaras de tipo dedal, y, en menor medida para detectores de pozo de gran volumen. En general, se aconseja tener en cuenta esta componente, tanto antes como después de la adquisición de la medida, si ésta está por encima del 0,1% del valor de la señal, *M* (IAEA 1999).

2.3. Factor de corrección por recombinación de iones, k_s

Puede ser evaluado a partir del método de las dos tensiones. Toda cámara expuesta a un haz de radiación presenta una deficiencia de carga recogida que se debe al fenómeno de recombinación de iones. Éste es independiente de la naturaleza de la radiación usada y, para una cámara de geometría dada, depende de la tensión de colección aplicada y de la tasa de producción de carga. Es necesario aplicar a la carga recogida un factor de corrección superior a la unidad. Se puede determinar (SEFM 1984; Boag 1966) para el caso de radiación continua, a partir de la expresión:

$$k_s = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \left(\frac{M_1}{M_2}\right)} \tag{4}$$

siendo M_1 y M_2 las lecturas correspondientes a las polarizaciones V_1 y V_2 con V_1 mayor que V_2. Se recomiendan valores de V_1 superiores a $2\,V_2$. El usuario debe verificar si el certificado de calibración indica que esta corrección se ha incluido en la obtención del coeficiente de calibración o no. Habitualmente para las cámaras de pozo actuales este factor es prácticamente 1 y no se tiene en cuenta en la medida, pero debe evaluarse para cada fuente que se vaya a utilizar teniendo en cuenta el valor mayor de TKRA.

2.4. Factor de corrección por el efecto de tránsito, k_{tr}

Corrige la lectura final debido a la irradiación de la cámara durante el transporte de la fuente a la posición programada. Se pueden usar varias técnicas para cuantificar este factor, como usar un temporizador externo al sistema que recoja carga durante un intervalo de tiempo después de que la fuente se haya posicionado (k_{tr} = 1,000), o bien sustraer dos lecturas tomadas durante intervalos de tiempo diferentes para eliminar la carga de tránsito, suponiendo que la exposición en tránsito es común a ambas lecturas. Otra posibilidad consiste en representar lecturas para diferentes intervalos de tiempos de irradiación frente a esos tiempos y a partir de la recta, extrapolar para $t = 0$, M_{t_0}, y usar la siguiente expresión (NCS 1994):

$$k_{tr} = 1 - \frac{M_{t_0}}{M_t} \tag{5}$$

donde M_t es la lectura para el tiempo de exposición para el cual se calcula la TKRA.

2.5. Factor de corrección por el efecto de polaridad, k_{pol}

Se introduce debido al hecho de que, ante un nivel constante de radiación, la inversión de polaridad de la tensión de colección aplicada a la cámara puede producir lecturas M_+ y M_- que difieran significativamente. Ello es debido a la geometría y construcción de la cámara y, adicionalmente, al efecto de irradiación del cable. El efecto depende del tipo de radiación y para haces colimados de fotones resulta despreciable y por lo tanto, k_{pol}, muy próximo a 1. Si la diferencia entre M_+ y M_- fuera superior al 0,5% (Brosed 2000) se aplicaría el factor de corrección:

$$k_{pol} = \frac{1 + \left|\frac{M_+}{M_-}\right|}{2} \quad \text{o} \quad k_{pol} = \frac{1 + \left|\frac{M_-}{M_+}\right|}{2} \tag{6}$$

según se haya obtenido M (véase la ecuación (2)) con polaridad negativa o positiva respectivamente.

Habitualmente para las cámaras de pozo actuales este factor es prácticamente 1 y no se tiene en cuenta en la medida, pero debe evaluarse.

3. Exactitud de la medida

A continuación, se analizan los distintos aspectos que influyen en la incertidumbre de la medida.

3.1. Ubicación de la fuente

Tanto en el caso del detector de pozo como en el de la cámara plana, esencialmente de geometría 4π, excepto por el pequeño ángulo sólido a lo largo de la dirección del electrodo central y dado que la mayoría de fuentes no son isotrópicas, el detector es sensible a la orientación y situación de la fuente en el pozo (Pai y Reinstein 1998; Pai y cols., 1999).

En la figura 2 se muestran unas curvas de respuesta para diferentes detectores, observándose la variación de la sensibilidad relativa cuando se desplaza una fuente a lo largo del eje central de la cámara, variando por tanto su distancia al fondo de la misma; la parte central es uniforme, tomándose como uniformidad una variación de 0,1% de la corriente de ionización (Baltas y cols., 1999) variando considerablemente la respuesta hacia los extremos. Por tanto, hay que prestar especial atención en lo concerniente a la reproducibilidad en la posición de la fuente y tanto más cuanto mayor sea su longitud.

La forma y características de la curva de respuesta, dependerán de cada modelo de detector de pozo y de la fuente, debiendo obtenerse para cada situación concreta, cuantificando la zona uniforme. La curva puede ser asimétrica (Goetsch y cols., 1993) por lo que es necesario fijar el sentido de introducción de la fuente en el detector. La respuesta del detector no debe variar con la orientación de la fuente respecto al eje longitudinal del detector, y debe verificarse variando el ángulo de rotación de la misma, ni depender de la dirección en la que se introduce la fuente en el detector (Mitch y cols., 2000).

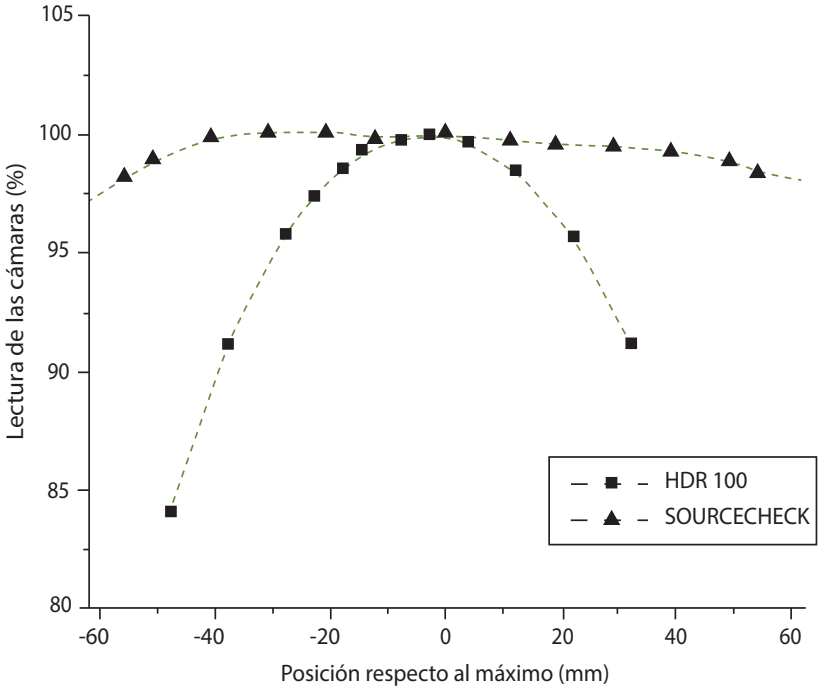


Figura 2. Ejemplos de respuestas típicas. Curvas de respuesta de los detectores SOURCECHECK (PTW, Freiburg) y HDR1000 (Standard Imaging) (Pérez-Calatayud y cols. 2010). La primera se ha verificado desplazando una semilla I25.S06 en la superficie del detector y la segunda aprovechando la fuente de HDR de la unidad microSelectron (Nucletron).

Para "aplanar" la curva de respuesta de la cámara se han propuesto soluciones (Pineda y cols., 2003) basadas en el engrosamiento y cambio de material de diseño del inserto original y tener en cuenta la atenuación de la radiación gamma y el espectro original del ^{192}Ir.

Igualmente la lectura dependerá de la longitud de la fuente. Para fuentes de longitud variable se han descrito algunas técnicas (Berkley y cols., 1981) que obtienen correcciones para realizar calibraciones con cualquier longitud, correcciones que dependen del radionucleido (Weaver y cols., 1990) y que trataremos con detalle más adelante.

Así pues, para que un sistema cámara-electrómetro muestre el nivel de exactitud adecuado en calibraciones de BT, se requiere un inserto especial para cada tipo de fuente que asegure la reproducibilidad en la posición de ésta dentro de la cámara. El coeficiente de calibración dependerá del inserto que se

utilice, así como del aplicador empleado si resulta necesario para introducir la fuente en el inserto (Piermattei y Azario 1997; BRAPHYQS 2004).

3.2. Dependencia con la energía y encapsulado de la fuente

La respuesta del detector de pozo es muy sensible a la energía de los fotones. En la literatura se describen ejemplos en los que, para una cámara construida con material equivalente a aire, se alcanza una diferencia del 12% en la respuesta para ^{226}Ra e ^{192}Ir y 25% para una cámara llena con argón (Weaver y cols., 1990). Además, para energías bajas es dependiente del espesor y material de la pared de la cámara y en su caso del gas con el que esté presurizada (Aleissa 2002).

La sensibilidad de la cámara también depende del encapsulado de la fuente. Por tanto, no se pueden comparar fuentes, aun si son iguales en el interior, si tienen distinto filtrado. Por ejemplo, se obtiene un 14% de diferencia al comparar 2 semillas de ^{125}I de distinto encapsulado (Weaver y cols., 1990) o un 4% entre un tubo de ^{137}Cs y una pequeña fuente esférica (Hanson 1994). Para el ^{103}Pd se han encontrado diferencias, dentro del mismo modelo de fuente, tanto en en la distribución del radionucleido como en el encapsulado, por la distinta relación ^{103}Pd /^{102}Pd (Mitch y cols., 2000).

La forma de la fuente es una importante causa de diferencias de sensibilidad en una cámara de pozo, entre otros motivos, por cambio en la distancia al detector por lo que algunos autores proponen factores de corrección geométricos (Meiler y cols., 1996). Por estos motivos, cuando se va a emplear una cámara de pozo, para la verificación de la TKRA de las fuentes es necesario comprobar que el coeficiente de calibración sea determinado para cada diseño de fuente usado en cada centro, aunque se disponga de otro del mismo radionucleido pero de distinto diseño (Mitch y cols., 2000).

3.3. Otras consideraciones

Si bien, por diseño en estos detectores se minimiza la componente de dispersión en la habitación al rodear la fuente, las medidas se deben realizar en condiciones tales que ésta se reduzca al máximo. Esto se consigue situando la cámara a una distancia de seguridad de al menos 1 metro de paredes y suelo (IAEA 1999), aunque a partir de 25 cm las medidas pueden ser independientes.

Entre los detectores de tipo pozo, los hay abiertos o ventilados al aire y cerrados con un gas determinado. En las cámaras abiertas es necesaria la corrección por presión y temperatura a las condiciones en las que se ha establecido el coeficiente de calibración. Igualmente, es necesario un tiempo de aclimatación del detector para que el aire de su interior entre en equilibrio con el del

ambiente; éste debe ser de al menos 30 minutos (IAEA 1999) pudiendo llegar a ser de algunas horas.

Con las cámaras cerradas, diseñadas originalmente para radionucleidos de baja TKRA, se evita la corrección por las condiciones climáticas. Las cámaras de este tipo, llenas con argón, permiten aumentar la respuesta para radionucleidos de baja energía como el ^{125}I y ^{103}Pd, por aumento de probabilidad del efecto fotoeléctrico (Nuclear Associates 1998). De la misma manera permiten la medida de fuentes de LDR en modo corriente (Sun Nuclear 2000). No obstante, tienen el inconveniente de que si la presión del gas es mucho mayor que la atmosférica, puede aparecer un problema de fuga lenta del gas, con el consiguiente cambio del coeficiente de calibración. Por ello, la IAEA recomienda el uso de cámaras abiertas (IAEA 1999).

Se recomienda (IAEA 2002) efectuar un mínimo de 5 medidas para cada inserción de la fuente con 2 inserciones de ésta en tanto que los resultados no presenten una tendencia monotónamente creciente ni decreciente.

La linealidad se determina habitualmente en el laboratorio durante la calibración del detector. Para su verificación se puede utilizar una fuente de vida corta realizando medidas periódicas, corrigiendo la lectura por el decaimiento de la fuente (Weaver y cols.,1990). También pueden utilizarse lecturas obtenidas seleccionando distintos tiempos de adquisición en el temporizador del electrómetro.

Cuando se realizan medidas con fuentes de HDR, se puede producir un aumento de la temperatura dentro de la cámara que en las cámaras abiertas al aire provoca una disminución en la densidad, que a su vez redunda en un pequeño decrecimiento gradual de la lectura (Podgorsak y cols., 1992; Podgorsak y cols.,1992 b). En estos casos se recomienda disminuir el tiempo de adquisición (NCS 1994) aumentando el número de medidas y el intervalo temporal entre ellas. En algunas cámaras existe un inserto especial de Styrofoam (IAEA 2002) para reducir este efecto.

Para fuentes emisoras β se debe realizar la medida para varias orientaciones respecto a su eje cilíndrico y promediar el resultado; además dado que existe el efecto de polaridad para estas partículas se debe trabajar con la polaridad utilizada en la calibración (IAEA 2002).

En cuanto al modo de adquisición, en carga o en corriente, se recomienda realizar las medidas en modo carga, siendo éste el método obligado cuando se trata de fuentes de baja energía, utilizando tiempos de adquisición suficientemente largos (Pérez-Calatayud y cols., 2000; NCS 1994).

4. Recomendaciones

Los distintos factores que afectan a la exactitud de la medida apuntan claramente a cuales son las características deseables en el sistema electrómetro y detector de pozo para la verificación de la TKRA de fuentes en una Unidad de BT.

En primer lugar, la cámara debe ser adecuada a las características geométricas y dosimétricas de las fuentes que se desean medir y se debe disponer de los insertos apropiados a las mismas, tanto para la calibración como para la realización de otros controles de garantía de calidad. El electrómetro debe permitir la medida en modo corriente y en carga. Resulta muy útil la opción de disponer de un temporizador independiente que permita medir distintas cargas en distintos tiempos para estimar el error del temporizador. Algunos electrómetros de uso habitual en las Unidades de Radiofísica no soportan el alto nivel de corriente procedente de las fuentes HDR.

Los factores más críticos en este tipo de detectores son el efecto de recombinación y la estabilidad en la geometría de medida. En los sistemas actuales en el mercado, el factor de saturación k_s es del orden de 1,001-1,002. En algunas cámaras, esto se consigue mediante diseños especiales, utilizando mayores diferencias de potencial (500 V) o bien por correcciones de "software" (DeWerd y Thomadsen 1994). Por otro lado, la planitud de la zona del máximo suele ser tal que en una zona de unos 25 mm la variación en la respuesta está dentro del 1% del máximo, en el caso de los detectores pozo, y de una zona de 125 mm en el caso de la cámara SOURCECHECK. Lógicamente, cuanto más ancha sea la meseta del máximo, menores serán los errores de posicionado.

5. Programa de garantía de calidad en un detector de pozo

En este apartado se citan los controles, periodicidad y tolerancias recomendados para los detectores de pozo. Básicamente son los recogidos por los grupos de la AAPM e IAEA (Glasgow y cols., 1993; IAEA 2002; IAEA 1999; Nath y cols., 1997). Estos se recogen en la tabla 1.

5.1. Calibración en un Laboratorio Primario o en uno secundario de Calibración Dosimétrica (LPCD), (LSCD)

Todas las recomendaciones internacionales, aconsejan que las cámaras de pozo estén calibradas con trazabilidad a los patrones primarios (Nag y cols., 2003). En este sentido, ya se han puesto en marcha esfuerzos para establecer comparaciones de patrones nacionales en diversos laboratorios (Douysset y

cols., 2005). La periodicidad de la calibración viene fijada por el tipo de fuente, siempre que en los controles asociados no se detecten anomalías que obliguen a la nueva calibración. Las recomendaciones en cuanto a la periodicidad van desde 2 (Glasgow y cols., 1993; Nath y cols., 1997) a 5 años (IAEA 1999). En particular, la IAEA recomienda en su última publicación (IAEA 2002), en caso de usar fuentes de ^{192}Ir, ^{125}I o ^{103}P, recalibrar el detector de pozo cada 2 años. Recientemente, se han publicado recomendaciones (DeWerd y cols., 2004) para asegurar la uniformidad de la calibración entre los laboratorios primarios, los acreditados, los fabricantes de las fuentes y los usuarios de las mismas.

Control	Frecuencia	Tolerancia
Calibración LPCD/LSCD	I, F	R
Reproducibilidad	I, A	2%
Linealidad	I, BA	1%
Recombinación	I, A	1%
Dependencia geometría	I	R
Dependencia energía	I	R
Dependencia filtro	I	R
Ventilación	I, A	R
Redundancia	C	2%
Fugas	C	R

Nota: **I**. Inicial, en la adquisición del detector o tras reparación. **F**. Depende del tipo de fuente. **A**. Anual. **BA**. Bianual. **C**. En cada uso. **R**. Valor de referencia documentado.

Tabla 1. Frecuencias recomendadas para los controles periódicos de detectores de pozo y tolerancias admitidas. Tomado de AAPM TG40 (Kutcher 1994), con permiso.

5.2. Reproducibilidad

Mediante medidas repetidas se obtiene la precisión y estabilidad del detector. La reproducibilidad del detector debería ser mejor que el 2% y la razón señal/ruido mejor que 100:1 (Kutcher, 1994).

5.3. Linealidad y factores de escala

Se recomienda el uso de una única escala de las posibles de que disponga el electrómetro. Observando la relación entre lectura y TKRA en el rango de uso se observa la linealidad del sistema. Si la linealidad no pudiera ser determinada independientemente, se puede utilizar una fuente de vida corta aprovechando

su decaimiento (Glasgow y cols., 1993; Brosed y cols., 2000). En la práctica esto ya no es necesario ya que los detectores disponen de modos de integración para intervalos de tiempo fijados por el usuario.

5.4. Recombinación

La eficiencia por recombinación debería ser mejor que el 99% (Glasgow y cols., 1993). Este factor debe medirse cada vez que se realice la verificación de la TKRA inicial para fuentes de HDR en las que el efecto es más notable.

La linealidad y reproducibilidad de las escalas del electrómetro así como la corrección por recombinación deberían estar incluidas en ese 2% de reproducibilidad global (Kutcher, 1994).

5.5. Dependencia geométrica

Inicialmente se debe verificar la dependencia de la respuesta del detector con la situación y geometría de la fuente, obteniendo la curva de respuesta relativa en función de la distancia al fondo y fijando la posición de respuesta máxima. Para el caso de fuentes de longitud variable, como los hilos de ^{192}Ir, inicialmente se debe controlar la dependencia de la respuesta con la longitud de la fuente, calculando los factores correctivos que se tratarán más adelante.

5.6. Dependencia con la energía y filtración de la fuente

Como se ha comentado anteriormente, la respuesta depende fuertemente del elemento y modelo de fuente. Inicialmente se debería documentar esta dependencia a partir de las medidas en la verificación de la TKRA para distintas fuentes y radionucleidos pero en la práctica no es necesario dado que se fijan las condiciones para cada modelo de fuente.

5.7. Ventilación

El usuario debe asegurarse de si la cámara es o no sellada y, en el caso de que no lo sea, se debe verificar la respuesta en función de la temperatura.

5.8. Fugas

En cada utilización del detector se debe verificar que las fugas pre y postirradiación están dentro de las especificaciones.

5.9. Redundancia

El método habitual de comprobar la estabilidad en la respuesta del sistema del detector de pozo consiste en utilizar una fuente de ^{137}Cs situada en el detector con el inserto apropiado. Otro método consiste en el uso de un haz de cobalto o RX sobre la cámara en una disposición geométrica bien establecida. El tamaño del campo debe ser mayor que el diámetro de la cámara. Dada una dosis absorbida de 1 Gy al detector y corregida la lectura por condiciones climáticas, debería mostrar una constancia dentro del 1% (IAEA 1999). Esta prueba no sólo verifica la calibración de la cámara, sino que comprueba asimismo que mantiene su estanqueidad, en el caso de que sea cerrada. Puede utilizarse también una fuente de ^{241}Am que presenta la ventaja de tener una energía promedio del orden de la emisión del ^{125}I con lo que la respuesta de la cámara para energías intermedias quedaría asegurada. Para emisores beta se pueden utilizar tanto emisores de fotones como emisores beta de larga vida media como el ^{90}Sr (IAEA 2002). Una comprobación complementaria que se puede hacer es medir el decaimiento de una misma fuente de ^{192}Ir y comparar con los datos publicados (Pai y Reinstein 1998). Actualmente, en la práctica la redundancia se facilita ya que es posible disponer de más de un CPEI o de un CPEI y cámara dedal con dispositivo fijo. Por último puede también realizarse una medida de la TKRA de la fuente en uso, justo antes de su sustitución por la fuente nueva.

Los siguientes límites o desviaciones pueden usarse como guía de la constancia de la respuesta de la cámara: si el coeficiente de calibración obtenido con una fuente de ^{137}Cs se mantiene en el $\pm$1% para fuentes de alta energía, $\pm$1,5% para fuentes de baja energía o $\pm$3% para emisores beta se puede inferir que el coeficiente de calibración para otras fuentes no ha variado, recomendándose una recalibración cuando estos se excedan (IAEA 2002).

En la práctica, dado que en la mayoría de hospitales ya no disponen de ^{137}Cs, la redundancia se resuelve mediante un segundo detector pozo y la medida de la fuente de HDR antes de la sustitución por una nueva.

6. Procedimiento con los distintos tipos de fuentes

Las dificultades que presenta la obtención de la TKRA para todas las fuentes utilizadas en una Unidad de BT son: falta de salas adecuadas de baja dispersión, carencia de cámaras de volúmenes grandes, uso de técnicas complejas e imposibilidad física en algunos casos de realizar medidas en aire, haciendo que el conjunto cámara de pozo-electrómetro junto con el correspondiente inserto sea el "patrón local por excelencia" (Brosed y cols., 2000).

Se han descrito en la literatura las distintas posibilidades de calibración para todas las fuentes actualmente en uso en España, ya sea a través de la adquisición de fuentes patrón, ya sea enviando el CPEI a calibrar a algún laboratorio extranjero acreditado para tal fin (Brosed y cols., 2000).

En este apartado se describen brevemente los procedimientos empleados para la medida de la TKRA de los distintos tipos de fuentes por medio de un conjunto electrómetro, detector de pozo e inserto determinado, del que se dispone de un coeficiente de calibración obtenido en el LPCD o LSCD para la fuente que se pretende verificar, o bien se ha trasladado de una fuente patrón del mismo modelo.

6.1. Tubos de ^{137}Cs

Los insertos para tubos de ^{137}Cs consisten en una estructura cilíndrica con una guía central del diámetro apropiado para la fuente, que encaja con la cavidad del detector. Dado que existen distintos modelos de fuentes de diferente longitud, estos insertos disponen de un conjunto de espaciadores para que el centro de la fuente se sitúe exactamente en el máximo de respuesta del detector. En la figura 3 puede verse un ejemplo de inserto para fuentes de cesio.

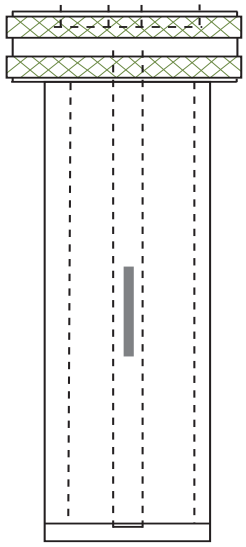


Figura 3. Ejemplo de inserto para tubos de ^{137}Cs.

6.2. Fuentes de ^{192}Ir (HDR y PDR) y ^{60}Co (HDR)

El diámetro de la guía central se adapta al catéter de la Unidad. Éste suele estar envuelto en materiales ligeros para prevenir su movimiento así como para minimizar la perturbación de la temperatura en el aire del interior de la cavidad. En ocasiones, los insertos para HDR pueden tener escalas para facilitar la observación de la posición de la fuente (Jones 1995). Como se verá más adelante, existen también insertos especiales que permiten realizar los controles de posicionamiento y temporizador de estas Unidades de carga diferida automática con una sola fuente.

6.3. Semillas de ^{125}I y ^{103}Pd

Para la medida de la TKRA individual de las fuentes, el dispositivo es similar a los anteriores, adaptado lógicamente al diámetro.

Normalmente, un implante con semillas incluye entre 30 y 100 fuentes. Las recomendaciones internacionales (Nath y cols., 1997) indican que al menos se debe verificar la TKRA para una muestra del 10% del lote.

Se utilizan para algunos implantes permanentes, sobre todo en próstata, semillas equiespaciadas de ^{125}I embebidas en sutura absorbible que se suministran ya esterilizadas y listas para su utilización. Se ha diseñado un tipo de dispositivo que permite calibrar el conjunto, consistente en un cilindro parcialmente plomado (véase la figura 4). En un paso previo se obtiene la contribución a la lectura de una semilla situada en cada una de las posiciones (RS 1999). La incertidumbre de la medida global vendrá afectada por la dispersión en la TKRA entre todas las semillas. Normalmente estos dispositivos se pueden esterilizar previamente a la medida. Los dispositivos de calibración de esta forma de presentación pueden ir acompañados de comprobaciones cualitativas de la uniformidad de la fluencia energética de las fuentes, normalmente mediante película (Butler y cols., 1998).

Es de uso relativamente extendido en España la fuente de ^{125}I, de Bebig/Theragenics model I25.S06, que se ha incorporado a la práctica clínica por parte de varios hospitales, utilizando las semillas ligadas IsoCord® para la realización de implantes permanentes de próstata. Los sistemas de medida disponibles para la verificación de la TKRA de estas fuentes venían calibrados en el momento de su introducción en el mercado, por el mismo suministrador, con una incertidumbre sorprendentemente mayor que la del certificado del fabricante de las fuentes, lo cual incumplía las recomendaciones de que las instituciones deben disponer de un método independiente de verificación (Pérez-Calatayud y cols., 2000; Wallace 1995) y de la trazabilidad adecuada. Una solución a este problema se presenta en una publicación (Pérez-Calatayud y cols., 2010), en la

que además se describe un nuevo inserto para la medida de la TKRA de un tren de semillas con la cámara HDR1000.

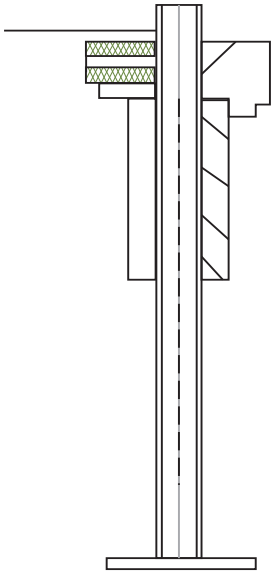


Figura 4. Ejemplo de inserto para medida de catéter con semillas equiespaciadas de ^{125}I.

6.4. Hilos de ^{192}Ir

Los hilos de ^{192}Ir existentes en la actualidad se suministran en longitudes de 14 cm (Bebig). Un tipo de inserto utilizado es el rectílineo axial, similar a los de la figura 4 con diámetro y longitud adecuados a las características del hilo.

En el caso de los hilos de ^{192}Ir, la obtención del coeficiente de calibración del conjunto electrómetro, detector de pozo e inserto concreto, presenta varias posibilidades. En el IGTB (Pérez Calatayud y cols., 2000) se planteó la problemática asociada con cada caso y se apuntaron posibles soluciones. Actualmente la situación se simplifica bastante, ya que el único fabricante de este hilo lo suministra con longitud de 14 cm y el laboratorio habitual (PTB, Germany) facilita fuentes patrón de esta longitud. El problema adicional que se plantea es que la incertidumbre del coeficiente de calibración vendrá aumentada por cualquier eventual heterogeneidad en el TKRA lineal, tanto del hilo patrón como de los hilos que se desea calibrar, debido a las diferentes contribuciones de cada elemento de longitud.

Pérez-Calatayud y colaboradores (Pérez-Calatayud y cols., 2003) han estudiado la influencia de la inhomogeneidad en la calibración de un hilo concluyendo que es despreciable si ésta está dentro de los niveles requeridos en la clínica (±5%). En el mismo trabajo se propone un método de medida de hilos en insertos rectilíneos usando detectores de pozo de tamaño limitado.

6.5. Fuentes empleadas en Braquiterapia intravascular.

Para la calibración de las fuentes largas empleadas en Braquiterapia intracoronaria se han empleado cámaras de pozo que tienen una región de respuesta constante bastante extensa, además de, como ya se ha dicho, una alta reproducibilidad (Kollaard y cols., 2006). Sin embargo, lo usual es adaptar los detectores de pozo empleados con el resto de las fuentes, para medir las de intravascular. Para ello, se ensayan métodos basados por ejemplo en el desplazamiento de la fuente a lo largo del eje de la cámara y calculando un factor de corrección en función de la distancia a la posición de máxima sensibilidad (Chakri y Thomadsen 2002).

Se debe mostrar un precaución adicional si la fuente es el conjunto de trenes de fuentes, porque así como en fuentes gamma la tasa de fluencia de energía total no es la suma de la de los trenes, sí que se puede aproximar; en las fuentes beta empleadas en Braquiterapia vascular no se puede emplear esta aproximación y por consiguiente se debe tener en cuenta cómo ha obtenido el proveedor el coeficiente de calibración (Chakri y Thomadsen 2002).

7. Homogeneidad de los hilos de ^{192}Ir

Además de la verificación de la TKRA total, en los hilos de ^{192}Ir es necesario verificar la homogeneidad de ésta, es decir, la TKRA lineal. Un valor típico de tolerancia en la uniformidad de las casas suministradoras de los hilos es ±8% (Bonilla 1999). Por otro lado, si se aplican las recomendaciones de la ICRU y del TG56 de AAPM para la dispersión en conjunto de fuentes nominalmente idénticas, este valor debería ser ±5%.

Para esta verificación existen fundamentalmente tres grupos de métodos, que se describen brevemente a continuación.

El primero de ellos es el que utiliza un sistema de colimación que permite aislar la contribución de la lectura del elemento de longitud del hilo muestreado (Bernard y cols., 1975) de la del resto del hilo. Para maximizar el nivel de señal se utilizan un conjunto de detectores Geiger (Bernard y cols., 1975; LASCAUX 1981) o un fotodiodo conectado a un centelleador (CIS 1991). Ling y colaboradores (Ling y Gromadzki 1981) describen un sencillo dispositivo de

colimación para la verificación de uniformidad en semillas equiespaciadas de ^{192}Ir, posiblemente también aplicable a los hilos, aunque utiliza como detector un cristal de centelleo. En este tipo de sistemas, la cantidad de blindaje para reducir de manera adecuada la contribución del resto de la fuente a la medida de un elemento determinado reduce el nivel de señal en el detector comprometiendo la precisión de la medida (Thomadsen y cols., 1999). También se emplean cámaras de ionización de tipo anillo (Löffe 1989).

Otro método consiste en la utilización de autorradiografías de los hilos. El método descrito (Cuypers y Robert 1995), se basa en la irradiación de dos películas que envuelven al hilo. Mediante el análisis de la suma de densidad óptica de ambas se intenta evitar el problema de que el hilo no esté íntimamente en contacto con una de ellas. Este método presenta ciertos problemas en la práctica, uno de ellos es la limitación en la resolución del sistema de lectura dado el alto gradiente en las proximidades del hilo; por ello, las películas se suelen situar a cierta distancia de la fuente. Esta distancia no debe ser excesiva dado que se ocultarían posibles zonas no homogéneas.

El tercer método (Pérez-Calatayud y cols., 2001) se basa en el uso de un detector de pozo estándar con un inserto especial plomado con geometría cilíndrica, en el que existe un orificio cilíndrico central plástico. El sistema propuesto es una modificación de un mecanismo desarrollado para la medida de semillas de ^{192}Ir equiespaciadas en un catéter (Thomadsen y cols., 1999). Utiliza un espesor de plomo de 11 mm con una apertura de 3,9 mm. El principio de este método es el siguiente:

El inserto está provisto de una apertura acrílica de 1 cm de longitud de tal manera que, cuando el inserto se coloca en la cámara, la apertura está situada en la zona donde la respuesta de la misma es casi plana. La apertura hace máxima la señal del segmento que se halla en ella, mientras que el inserto y el blindaje minimizan la contribución del resto del hilo a la lectura. Debido al hecho de que no es posible eliminar en cada lectura la contribución del resto del hilo, es necesario evaluar la contribución a la lectura del resto de segmentos en cada posición posible. Para ello, se efectúan medidas con un hilo de 1 cm de longitud colocado en las 20 posiciones posibles obteniéndose la respuesta relativa de cada posición. El hilo "problema" se considera dividido en "segmentos" de 1 cm. El procedimiento consiste en pasar los segmentos del hilo a través de la apertura en el inserto, produciendo un conjunto de medidas igual en número a los centímetros del hilo. Del sistema de ecuaciones que se plantea se obtiene la TKRA lineal relativa del hilo. Las incertidumbres que los autores estiman para la TKRA lineal del hilo resultan ser de $\approx 2\%$ ($k = 1$).

8. Referencias

[1] ALEISSA K. (2002). "Energy response simulation of 4π gamma ionization chambers using Monte Carlo technique". Med. Phys. 29: 2840-2844.

[2] BALTAS D., GERAMANI K., IOANNIDIS G., HIERHOLZ K., ROGGE B., KOLOTAS C., MÜLLER-SIEVERS K., MILICKOVIC N., KOBER B., ZAMBOGLOU N. (1999). "Comparison of calibration procedures for ^{192}Ir high-dose rate brachytherapy sources". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 43: 653-661.

[3] BERKLEY L., HANSON W., SHALEK R. (1981). "Discussion of the characteristics and results of measurements with a portable well ionization chamber for calibration of brachytherapy sources" in Brachytherapy Physics. Monograph No 7, AAPM 38-48.

[4] BERNARD M., GUILLE B., DUVALET G. (1975). "Mesure du débit d'exposition linéique nominal des sources à une dimension, utilisées en curiethérapie". J. Radiol. Electrol. 11: 785-790.

[5] BOAG J.W. (1966). "Ionization chambers". en "Radiation Dosimetry", Vol II Attix and Roesch Eds., Academic Press, New York.

[6] BOHM T., GRIFFIN S., DELUCA P. Jr., DEWERD L. (2005). "The effect of ambient pressure on well chamber response: Monte Carlo calculated results for the HDR 1000 Plus". Med. Phys. 32: 1103-1114.

[7] BONILLA J. (1999). CIS España. Comunicación personal.

[8] BRAPHYQS (2004). Estro Booklet No 8. "A practical guide to quality control of brachytherapy equipment". Edited by J.Venselaar and J. Pérez-Calatayud. ESTRO 2004. Available free on www.estro.be.

[9] BREZOVICH I.A., POPPLE R.A., DUA J., SHEN S., PAREEK P.N. (2002). "Assaying ^{192}Ir line sources using a standard length well chamber". Med. Phys. 29: 2692-2697.

[10] BROSED A. (2000). Unidad de Metrología de Radiaciones Ionizantes. Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas. Comunicación Personal.

[11] BROSED A., PÉREZ-CALATAYUD J., VIVANCO J. (2000). "Necesidades metrológicas en Braquiterapia. Soluciones a corto, medio y largo plazo". Rev. Fis. Med. 1: 107-111.

[12] BUTLER W., DORSEY A., NELSON K., MERRICK G. (1998). "Quality assurance calibration of ^{125}I rapid strand in a sterile environment". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 41: 217–222.

[13] CHAKRI A., THOMADSEN B. (2002). "A quality management program in intravascular brachytherapy". Med. Phys. 29: 2850-2860.

[14] CIS (1991). Manual de operación del Kermascan. CIS Bio International. BP 32 Gif-sur-Ivette Cedex, France.

[15] CUYPERS J., ROBERT J. (1995). "Double-film technique for the determination of the homogeneity of line sources". Med. Phys. 22: 2105-2109.

[16] DEWERD L., HUQ M., DAS I., IBBOTT G., HANSON W., SLOWEY T., WILLIAMSON J., COURSEY B. (2004). "Procedures for establishing and maintaining consistent air-kerma strength standards for low-energy, photon-emitting brachytherapy sources: Recommendations of the Calibration Laboratory Accreditation Subcommittee of the American Association of Physicists in Medicine". Med. Phys. 31: 675-681.

[17] DEWERD L., THOMADSEN B. (1994). "Source-strength standards and calibrations of HDR-PDR sources". Brachytherapy Physics AAPM Summer School; p: 541-556.

[18] DOUYSSET G., GOURIOU J., DELAUNAY F., DEWERD L., STUMP K., MICKA J. (2005). "Comparison of dosimetric standards of USA and France for HDR brachytherapy". Phys. Med. Biol. 50: 1961–1978.

[19] EZZELL G., HICKS J., DEWERD L. (1992). "Calibration and quality assurance: I" en International Brachytherapy. Nucletron International BV. Veenendaal.

[20] GLASGOW G., BOURLAND D., GRIGSBY P., MELI J., WEAVER K. (1993). "Remote Afterloading Technology. A Report of AAPM Task Group No. 41", American Association of Physicists in Medicine.

[21] GOETSCH S., ATTIX F., DEWERD L., THOMADSEN B. (1992). "A new reentrant ionization chamber for the calibration of Ir-192 high dose rate sources". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 24: 167-170.

[22] GOETSCH S., WOLLIN M., OLCH A. (1993). "Evaluation of three well-type ionisation chamber systems for calibration of iridium-192 HDR afterloaders". Selectron Brachytherapy Journal. Vol 7. No 1.

[23] GRIFFIN S., DEWERD L., MICKA J., BOHM T. (2005). "The effect of ambient pressure on well chamber response: Experimental results with empirical correction factors". Med. Phys. 32: 700-709.

[24] HANSON W. (1994). "Brachytherapy Source Strength: Quantities, Units and Standars in Brachytherapy Physics". AAPM Summer School 71-86.

[25] HDR 1000 PLUS (1997). Instruction Manual. Standard Imaging. University Avenue, suite 105, Middleton USA.

[26] HICKS J., EZZELL G. (1995). "Calibration and quality assurance". Nucletron-Oldeft Activity Report 7: 15-24.

[27] IAEA (1999). International Atomic Energy Agency. "Calibration of Brachytherapy Sources". Recommendations on Standarized Procedures for the Calibration of Brachytherapy Sources at SSDLs and Hospitals. OIEA-TECDOC-1079. February.

[28] IAEA (2002). International Atomic Energy Agency. "Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy". Guidelines on standarized procedures at SSDLs and Hospitals. IAEA-TECDOC-1274. March.

[29] JONES C. (1995). "HDR microSelectron quality-assurance studies using a well-type ion chamber". Phys. Med. Biol. 40: 95-101.

[30] KOLLAARD R., DRIES W., VAN KLEFFENS H., AALBERS T.H., VAN DER MAREL H., MARIJNISSEN H., PIESSENS M., SCHAART D., DE VROOME H. (2006). "Recommendations on detectors and quality control procedures for brachytherapy beta sources". Radiother. Oncol. 78: 223–229.

[31] KUTCHER G., COIA L., GILLIN M., HANSON W., LEIBEL S., MORTON R., PALTA R., PURDY J., REINSTEIN L., SVENSSON G., WELLER M., WINGFIELD L. (1994). AAPM Report No. 46, Comprehensive QA for Radiation Oncology, Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 40, Med. Phys. 21: 581-618.

[32] LASCAUX (1981). Manual de operación del activímetro lineal Lascaux. Limoges.

[33] LING C., GROMADZKI Z. (1981). "Activity uniformity of Ir-192 seeds". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 7: 665-669.

[34] LÖFFE E. (1989). "Source calibration of Ir-192: Part of a quality assurance program". En Brachytherapy 2, Nucletron International BV, Leersum.

[35] MEILER R., SIBATA C., HO A., DE SOUZA C., SHIN K. (1996). "A well-type ionization chamber geometric correction factor". Phys. Med. Biol. 41: 1141–1148.

[36] MITCH M., ZIMMERMAN B., LAMPERTI P., SELTZER S., COURSEY B. (2000). "Well-ionization chamber response relative to NIST air-kerma strength standard for prostate brachytherapy seeds". Med. Phys. 10: 2293-2296.

[37] NAG S., DOBELBOWER R., GLASGOW G., GUSTAFSON G., SYED N., THOMADSEN B., WILLIAMSON J.F., ABS, ACMP,ACRO. (2003). "Inter-society standards for the performance of brachytherapy: a joint Report from ABS, ACMP and ACRO". Critical Reviews in Oncology/Hematology 48: 1-17.

[38] NAIR M., CHENG M. (1997). "HDR source calibration methods and discrepancies". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 38: 207-211.

[39] NATH R., ANDERSON L., MELI J., OLCH A., STIT J., WILLIAMSON J. (1997). "Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56". Med. Phys. 24: 1557-1598.

[40] NCS (1994). "Recommendations for the calibration of Iridium-192 High Dose Rate Sources". Report No 7. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry.

[41] NUCLEAR ASSOCIATES. (1998). SweetSpot Re-entrant sealed ionization camber. Data Sheet. 100 Voice Road, Carle Place, NY 11514-0349 USA.

[42] PAI S., REINSTEIN L. (1998). "Evaluation of a new sealed reentrant well chamber for HDR and LDR brachytherapy calibrations". Med. Phys. 25: 719-721.

[43] PAI S., REINSTEIN L., XU Z., HUANG J. (1999). "Comparison of response characteristics of two new reentrant brachytherapy ion chambers". Med. Phys. 26: 660-661. Erratum: PAIA S., REINSTEIN L. (1999). Med. Phys. 26: 2045.

[44] PÉREZ-CALATAYUD J., ARRANS R., DE FRUTOS J.M., GUISASOLA A., MACÍAS J., VALVERDE J. (2000). "Calibración, Matrices de dosis y Control de Calidad en Braquiterapia. Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM". Rev. Fis. Med. 1: 1-49.

[45] PÉREZ-CALATAYUD J., BALLESTER F., GRANERO D., BROSED A. (2003). "Influence of the non-homogeneity of Ir-192 wires in calibration of well chambers". Phys. Med. Biol. 48: 3961-3968.

[46] PÉREZ-CALATAYUD J., BALLESTER F., LIMAMI Y., DEWERD L., NELSON K. (2001). "Assessment of the linear reference air kerma rate of ^{192}Ir wires". Phys. Med. Biol. 46: 2201-2207.

[47] PÉREZ-CALATAYUD J., BÉJAR M.J., LLISO F., COLMENARES R., FERNÁNDEZ J., ANDRASSY M., CARMONA V., FERRER N., VIVANCO J. (2010). "Propuesta de obtencion de trazabilidad a nivel hospitalario para la fuente de ^{125}I IsoSeed I25.S06 de Bebig". Rev. Fis. Med. 11: 107-114.

[48] PIERMATTEI A., AZARIO L. (1997). "Applications of the Italian protocol for the calibration of brachytherapy sources". Phys. Med. Biol. 42: 1661-1669.

[49] PINEDA A., ALCÓN E., DE ALMEIDA C. (2003). "The design of a new insert for calibration of LDR and HDR ^{192}Ir sources in a well-type ionization chamber". Med. Phys. 30: 1566-1568.

[50] PODGORSAK M., DEWERD L., THOMADSEN B., PALIWAL B. (1992). "Radiation sensitivity of well chambers for HDR Ir-192 calibrations". En International Brachytherapy, Nucletron International BV, Waardgelder.

[51] PODGORSAK M., DEWERD L., THOMADSEN B., PALIWAL B. (1992b). "Thermal and scatter effects on the radiation sensitivity of well chambers used for high dose rate Ir-192 calibrations". Med. Phys. 19: 1311-1314.

[52] RS (1999). Measurement of Rapid Strand Iodine Seeds. 40 University Avenue, suite 105, Middleton USA.

[53] SEFM (1984). Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en Radioterapia de haces externos. Sociedad Española de Física Médica. SEFM Publ. No 1/1984. Comité de Dosimetría en Radioterapia. Madrid.

[54] SUN NUCLEAR (2000). Reentrant chamber Sun Nuclear, Brochure 42.A. Pineda Court Melbourne USA.

[55] THOMADSEN B., DEWERD L., MC NUTT T., DEWERD S., SCHMIDT D. (1999). "Assessment of the strength of individual Ir-192 seeds in ribbons". Med. Phys. 26: 2471-2475.

[56] WALLACE A. (1995). "Comparison of the measured air kerma rate of a microSelectron HDR Ir-192 source using a nucletron perpex calibration jig and a nucletron well chamber for varing source strengths". Nucletron Oldeft Activity Report nº 7.

[57] WEAVER K., ANDERSON L., MELI J. (1990). "Source calibration" en Interstitial Brachytherapy. Ed Anderson L. New York 15-19.

[58] WILLIAMSON J. (1991). "Practical quality assurance for low dose rate brachytherapy, en Quality assurance in radiotherapy physics". Proceedings of an American College of Medical Physics Symposium. Madison, WI: Medical Physics Publishing.

Tema 3:
Calibración de fuentes de ^{192}Ir de alta tasa o pulsada y de fuentes de ^{137}Cs en aire

Antonio Brosed Serreta
Vicente Crispín Contreras

Calibración de fuentes de ^{192}Ir de alta tasa o pulsada y de fuentes de ^{137}Cs en aire

Antonio Brosed Serreta
Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes. CIEMAT
antonio.brosed@gmail.com

Vicente Crispín Contreras
Servicio de Radiofísica. Fundación IVO. Valencia
vcrispin@fivo.org

1. Patrones de referencia

1.1. Patrón de referencia para fuentes de ^{192}Ir. Coeficiente de calibración

En 2010 sólo el Laboratorio Nacional inglés, el National Physical Laboratory (NPL), disponía de un patrón primario de kerma en aire en el seno de aire, en la energía del ^{192}Ir (Sander y Nutbrown, 2006). Con una cámara esférica de paredes de grafito, de unos 100 cm^3 nominales, se obtenía una trazabilidad directa y una incertidumbre en la calibración de una fuente HDR, de 0,4% $(k = 1)$ (Soares y cols., 2009). A pesar de este logro, conviene señalar que la energía media del ^{192}Ir (399 keV como energía promediada con el kerma en aire) se sitúa en una zona donde no resulta fácil establecer un patrón por la dificultad de aplicar los principios de medida establecidos para los patrones de rayos X de energías bajas y medias (cámaras de placas plano-paralelas y de paredes de aire) y para los patrones en las energías del ^{137}Cs y ^{60}Co (cámaras de cavidad con paredes de grafito).

Obsérvese de nuevo, que la energía media del espectro de fotones emitido por fuentes de ^{192}Ir se encuentra flanqueada por su lado inferior por las energías o calidades correspondientes a las denominadas zonas de rayos X blandos (terapia superficial), rayos X de energía media (terapia convencional) y calidades ISO de espectro estrecho (niveles de protección) y por su lado superior con las energías del ^{137}Cs y ^{60}Co (niveles de terapia y protección). En

todas las zonas y energías citadas se dispone de patrones y en consecuencia todos los métodos empleados para obtener el coeficiente de calibración de una cámara para el espectro del ^{192}Ir, basados en la trazabilidad hacia esos patrones, son indirectos.

Uno de los métodos, el propuesto por Goetsch (Goetsch y cols., 1991) y específico para fuentes de alta tasa, está basado en la calibración de cámaras típicas de terapia en dos calidades (rayos X de 250 kV, CHR $=$ 3,2 mm Cu, y ^{137}Cs) cuyo promedio de energías medias resulta muy cercana a la energía media del espectro de iridio. Es el denominado "método de Goetsch", que emplea sustancialmente el laboratorio de calibración acreditado en Braquiterapia americano de la Universidad de Wisconsin (UWADCL) y también, en 2010, el Laboratorio Nacional francés Henri Becquerel (LNHB). En el primer caso, la trazabilidad en esas energías la obtiene del Laboratorio Nacional de Estados Unidos, NIST. Un método derivado es el propuesto por la OIEA (IAEA, 2002) basado en el de Goetsch, pero utilizando el coeficiente de calibración en la energía del ^{60}Co en lugar del de ^{137}Cs.

El segundo método, desarrollado en principio para cámaras de volúmenes grandes y típicas del campo de la protección y dirigido específicamente, aunque no exclusivamente, hacia la calibración de fuentes de baja tasa, se basa en ponderar la curva de respuesta en energía de la cámara con el espectro de energías del iridio en el punto de medida (Rossiter y cols., 1991) (Verhaegen y cols., 1992) (Buerman y cols., 1994) para obtener el coeficiente de calibración, N_K, de la cámara para el ^{192}Ir. Este método, más exacto y costoso que el anterior y más propio de laboratorios nacionales, debe partir de una cámara calibrada por lo general en las calidades ISO de espectro estrecho y en las energías del ^{137}Cs y ^{60}Co. Es un método que en principio se adapta mejor a cámaras con buena respuesta en energía, ya que esto garantiza una mejor bondad en el ajuste del polinomio de la curva de respuesta y en consecuencia conduce a una menor incertidumbre en el coeficiente N_K. Un trabajo posterior (Grimbergen y cols., 1995) aplica este mismo método, que podríamos denominar "método de la curva de respuesta en energía", a cámaras típicas de terapia y compara resultados con un método simplificado, para dos modelos clásicos de cámara (NE2561 y NE2571). La diferencia con este método simplificado que denomina "método de los dos puntos", consistente en hallar el coeficiente de calibración para el iridio a partir de la semisuma de los coeficientes de calibración en la calidad de rayos X (250 kV, CHR $=$ 2,94 mmCu) y en la del ^{137}Cs, resulta inferior a 0,3%, dentro de la incertidumbre asignada.

Conviene señalar que la consistencia de los valores de N_K para el ^{192}Ir para una cámara tipo Farmer, como es la NE2571, obtenida mediante los métodos descritos es correcta y dentro de incertidumbres (Brosed y cols., 1999).

La disponibilidad de coeficientes de calibración, en N_K, para cámaras de ionización adecuadas, en la energía del ^{192}Ir y para el espectro emitido por un determinado modelo de fuente, permite en los laboratorios nacionales y en laboratorios secundarios acreditados, calibrar en términos de tasa de kerma de referencia en aire, TKRA, las fuentes de alta tasa y pulsada. Conviene señalar también que los métodos ionométricos utilizados en la determinación de TKRA se han comparado con otros métodos basados en la medida de actividad conduciendo a resultados satisfactorios. Un buen ejemplo es el realizado en el Laboratorio Nacional alemán del PTB (Buermann y cols., 1994). Ambos métodos concordaban dentro de 1%. Lo que es más importante y en lo que respecta a los métodos ionométricos, es resaltar la coincidencia de los laboratorios que emplean o han empleado básicamente el método indirecto de Goetsch, LNHB y UWADCL, obtenida en una comparación realizada en 2004. Para un conjunto de tres cámaras de transferencia, de tipo pozo, las discrepancias entre ambos laboratorios en las determinaciones de los coeficientes de calibración de esas cámaras para unas fuentes HDR de ^{192}Ir, se situaban entre 0,12% y 0,28%, bien dentro de las incertidumbres típicas declaradas por ambos laboratorios, 0,65% en el LNHB y 1,32% en el UWADCL (Douysset y cols., 2005) (Soares y cols., 2009). No menos importante fue la comparación entre el método directo del NPL, a través de su patrón primario, con el método indirecto basado en el de Goetsch utilizado por el LNHB. Se realizó tambien en 2004. De nuevo y para la calibración de un conjunto de cuatro cámaras de tipo pozo,las discrepancias finales se situaban entre 0,3% y 0,46%, dentro de las incertidumbres típicas comunicadas por ambos laboratorios de 0,65% (Douysset y cols., 2008) (Soares y cols., 2009). Como colofón de estos logros, en este último trabajo se señaló lo siguiente: "para las aplicaciones clínicas, ha sido esencial la coincidencia dentro de un 0,3% de los patrones dosimétricos americano, inglés y francés para las fuentes de ^{192}Ir de alta tasa".

1.2. Patrón de referencia para fuentes de ^{137}Cs. Coeficiente de calibración

La calibración de cámaras de ionización de diferentes volúmenes en la energía del ^{137}Cs es una posibilidad abierta en muchos países bien a través de los laboratorios nacionales o a través de laboratorios de calibración acreditados. No lo es tanto, sin embargo, la calibración de cámaras de volúmenes grandes apropiadas para la calibración de fuentes de baja tasa, en términos de TKRA.

Los patrones primarios de los laboratorios nacionales están constituidos por cámaras de cavidad de paredes de grafito de unos pocos cm^3 y de formas variadas: esféricas, cilíndricas y de tipo polvera. La trazabilidad a estos

patrones primarios, dentro de los laboratorios nacionales, se obtiene a través de cámaras de transferencia de diferentes volúmenes calibradas frente al patrón primario. Con estas cámaras se pueden calibrar fuentes normalizadas correspondientes a diferentes modelos (fuentes que hacen de patrones de trabajo) e incluso en algunos casos, y con el concurso de estas fuentes, calibrar cámaras de pozo para los diferentes modelos, convirtiéndose en este caso la cámara de pozo en el patrón de trabajo del laboratorio. En el caso de Estados Unidos, el Laboratorio Nacional, NIST, dispone de fuentes normalizadas como patrón de trabajo para la calibración de fuentes del mismo modelo, usando el método de sustitución y empleando una cámara de ionización de aluminio de casi 3 litros como elemento sensor. Los detalles de este procedimiento de calibración, así como la descripción de los modelos de fuente que se calibran se encuentran en el trabajo de Weaver (Weaver y cols., 1988).

2. Trazabilidad de las calibraciones en Laboratorios Secundarios de Calibración (LSC) y en hospitales

2.1. Trazabilidad de las calibraciones en un LSC

El detector recomendado en un LSC para la calibración de todas las fuentes emisoras de fotones usadas en Braquiterapia es un conjunto cámara de pozo-electrómetro con los insertos apropiados (CPEI). Es la recomendación de la OIEA (IAEA 2002). A su vez, ese conjunto será trazable obviamente a los patrones correspondientes de una Laboratorio Nacional o si es el caso, de un Laboratorio Nacional de carácter primario (LPC), mediante la correspondiente calibración de su conjunto de referencia para todos los modelos de fuentes usados.

En ocasiones, y por razones prácticas, la calibración del conjunto de referencia se hace a través de una calibración interna en el propio LSC. Es el caso para las fuentes de ^{192}Ir de alta tasa y un ejemplo el del laboratorio de calibración acreditado en Braquiterapia de la Universidad de Wisconsin que, partiendo de una cámara calibrada en dos calidades, trazable al NIST (véase apartado 1.1), y aplicando el método de Goetsch (Goetsch y cols., 1991), calibra la fuente de ^{192}Ir en unidades de TKRA. Posteriormente con esta fuente calibra su conjunto de referencia cámara de pozo-electrómetro para ese modelo de fuente. Ni que decir tiene que la acreditación garantiza la competencia técnica para realizar internamente esta calibración.

2.2. Trazabilidad de calibraciones en hospitales

De igual modo que lo señalado en el punto anterior, el detector recomendado para realizar calibraciones de fuentes emisoras gamma usadas en Braquiterapia es un conjunto cámara de pozo-electrómetro con los insertos apropiados (CPEI), calibrados en un LSC para todos los modelos o tipos de fuente usados en el hospital. Esta debería ser la situación óptima y a la que necesariamente habría que tender en España.

2.3. Mantenimiento de la trazabilidad

Es bien sabido que para mantener la trazabilidad es necesario recalibrar periódicamente la CPEI para los modelos de fuentes de interés. Como se ha tratado en los temas 1 y 2, esto es así por una doble razón:

Para corregir la variación de respuesta de la CPEI, por deriva y envejecimiento del conjunto.

Para actualizar la calibración en el caso de una variación del valor de referencia del LSC, transmitido a éste por el LPC.

Adicionalmente y entre calibraciones, es necesario verificar periódicamente la constancia de respuesta de la CPEI mediante una fuente, por lo general de período largo (por ejemplo, ^{137}Cs). Si esta fuente estuviese calibrada por un LSC, podría ampliarse el período de recalibración de la CPEI para las fuentes de cesio, disminuyendo de este modo el inconveniente práctico que resulta de enviar la CPEI al LSC. Esto reza de la misma manera para una LSC respecto al LPC.

En el caso del ^{192}Ir, es conocida la amplitud de energías de su espectro, yendo aproximadamente desde los 50 keV a los 700 keV, por lo que en buena lógica se debería comprobar la estabilidad de respuesta de la CPEI en esas energías u otras próximas, con la conclusión de que si la CPEI no cambia significativamente su respuesta con el tiempo en esas energías, es altamente probable que no haya cambiado el coeficiente de calibración para las fuentes de alta tasa de ^{192}Ir. Así lo señala la OIEA (IAEA 2002), indicando que en la práctica es posible usar una fuente de ^{241}Am (energía media de 60 keV) y una fuente de ^{137}Cs (energía media de 662 keV) como fuentes de comprobación de estabilidad.

Conviene señalar que la recomendación del uso de estas fuentes de comprobación de estabilidad realizada por la OIEA va dirigida especialmente, en lo que se refiere sobre todo a la fuente de ^{241}Am, hacia los LSC, aunque un hospital bien dotado y partiendo de una CPEI calibrada podría verificar la constancia de su respuesta de la misma manera.

Otra alternativa propuesta por la OIEA, para los LSC y para las fuentes de ^{192}Ir de alta tasa es emplear el procedimiento de las medidas en aire, que se

describe en el apartado 3, y que se emplea para calibrar en términos de TKRA las fuentes de alta tasa. Calibrada la fuente, esta se empleará posteriormente para calibrar la CPEI. Es el método derivado del de Goetsch y ya citado en el apartado 1.1. Naturalmente y como señala la OIEA, este procedimiento también se puede emplear como una comprobación redundante de la calibración de la CPEI.

En lo que respecta a los hospitales y más concretamente a los españoles, con un uso mayoritario de fuentes de alta tasa de ^{192}Ir y sin disponer en el país de un laboratorio de calibración para Braquiterapia, resulta muy útil describir el método propuesto por la OIEA, para calibrar fuentes de ^{192}Ir y de ^{137}Cs que se describe a continuación.

3. Calibración de fuentes usando el método de medidas en aire

3.1. Formalismo y factores de corrección en la obtención de la TKRA

La TKRA, $\dot{K}_R$, se establece a la distancia de 1 m, corrigiendo por atenuación y dispersión en aire. Esto no obliga a que las medidas se hagan a esta distancia pues en situaciones prácticas puede ocurrir que las señales a 1 m sean pequeñas y cercanas en demasía a las debidas a fugas del sistema de medida. $\dot{K}_R$ se puede determinar a partir de la ecuación (IAEA 1999, IAEA 2002):

$$\dot{K}_R = N_K \left(\frac{M_u}{t}\right) k_{air}\ k_{scatt}\ k_n \left(\frac{d}{d_{ref}}\right)^2 \qquad (1)$$

donde N_K es el coeficiente de calibración en unidades de kerma en aire para el ^{192}Ir, del conjunto cámara-electrómetro, establecido a 101,32 kPa y 20º C; y M_u es la carga recogida durante el tiempo *t* y corregida por presión y temperatura, corrientes de fugas, pérdidas por recombinación, efecto de tránsito en el caso de sistemas "*afterloading*" y efecto de polaridad:

$$M_u = (M - M_F) k_{P,T} k_S k_{tra} k_{pol} \qquad (2)$$

siendo k_{air} la corrección por la atenuación en aire de los fotones primarios entre la fuente y la cámara; k_{scatt} es la corrección por la radiación dispersa de las paredes, suelo, dispositivo posicionador, aire, etc.; k_n es la corrección por la no

uniformidad de fluencia sobre la cámara; *d* es la distancia entre los centros de la cámara y de la fuente; d_{ref} es la distancia de referencia de 1 m.

Se debe hacer hincapié en que la ecuación (1) nos proporciona la tasa de kerma en aire el día de la medida. Si se requiere en otro día debe realizarse necesariamente la corrección por el decaimiento de la fuente.

3.2. Cámaras de ionización utilizadas

Para fuentes de alta tasa (HDR), las cámaras de ionización que deben utilizarse deben tener más de 0,5 cm^3 (IAEA 2002), por ejemplo las de tipo Farmer de 0,6 cm^3. En el caso de fuentes pulsadas (PDR), en principio deben utilizarse similares a las de alta tasa pero atendiendo a que ahora nos encontraremos con señales un orden de magnitud inferior. Para fuentes de baja tasa de dosis (LDR) se pueden necesitar cámaras de ionización de volumen más alto, hasta cerca de 1000 cm^3 para conseguir niveles de señal adecuados. Para cámaras más grandes, la incertidumbre del factor de corrección de no uniformidad aumenta considerablemente (Verghaegen y cols., 1992) haciendo que el uso de estas cámaras no sea factible. Para calibraciones de ^{192}Ir, se recomienda usar cámaras que tengan una variación del coeficiente de calibración de kerma en aire de menos de 5% entre ^{60}Co y 60 keV (IAEA 2002).

3.3. Coeficiente de calibración del sistema de medida

3.3.1. Calibraciones de ^{137}Cs

Para convertir la lectura de la cámara de ionización, M_u de la ecuación (2), a tasa de kerma en aire de referencia es necesario que la cámara esté calibrada en términos de kerma en aire para la energía real de los fotones de la fuente de Braquiterapia. Para el caso de calibraciones de fuentes de ^{137}Cs, la calibración se hace en haces de fotones externos para dicha calidad (véase apartado 1.2).

3.3.2. Calibración de cámaras de ionización para el espectro del ^{192}Ir, N_K

La solución más accesible y adecuada para calibrar una cámara de ionización en la energía del ^{192}Ir, en un LSC y si fuera el caso en un hospital español, es obtener su coeficiente de calibración en unidades de kerma en aire, $(N_K)_{Ir}$, empleando un método indirecto. Obviamente el proceso no es tan sencillo como para el ^{137}Cs.

El procedimiento más extendido y simple es el método indirecto basado en la técnica desarrollada por Goetsch (Goetsch y cols.,1991). Fue desarrollado originalmente para la calibración de cámaras de ionización que se utilizasen en

la dosimetría de HDR ^{192}Ir, pero puede además usarse en calibraciones de LDR ^{192}Ir. Dicho procedimiento se describe a continuación.

Como la energía media del espectro de emisión de una fuente de ^{192}Ir encapsulada es de 397 keV (IAEA 1999,2002), el coeficiente de calibración se puede obtener mediante promedio de los coeficientes de calibración de kerma en aire para el ^{137}Cs, de energía 662 keV, y para rayos X de 250 kV con una filtración de 1,0 mm Al y 1,65 mm Cu (CHR $=$ 2,50 mm Cu) cuya energía efectiva es de 131 keV (IAEA 1999,2002) Los coeficientes de calibración deberán obtenerse con la cámara provista de su caperuza de equilibrio electrónico para ambos haces. La pared de la cámara debe tener un espesor suficiente para detener los electrones procedentes de la propia fuente y de su encapsulado, así como para conseguir las condiciones de equilibrio electrónico para los electrones secundarios más energéticos presentes en el haz de ^{137}Cs . Para ello, la suma del espesor de la pared y de la caperuza deberá ser como mínimo (IAEA 1999,2002) de 0,36 g/cm^2. Estos coeficientes de calibración deberán obtenerse, lógicamente, de un laboratorio oficial de metrología.

Siguiendo el procedimiento descrito por Goetsch (Goetsch y cols., 1991), se puede derivar el coeficiente de calibración del ^{192}Ir a partir de:

$$(A_w N_K)_{Ir} = \frac{1}{2}\left\{(A_w N_K)_{RayosX} + (A_w N_K)_{Cs}\right\} \quad (3)$$

donde los N_K son los coeficientes de calibración de kerma en aire del conjunto cámara-electrómetro en los espectros energéticos del ^{192}Ir, rayos X de 250 kV y ^{137}Cs con la cámara provista de su caperuza en ambas calidades. El factor A_w tiene en cuenta la atenuación de la caperuza y los efectos de dispersión de la pared de la cámara para cada energía. Estos últimos pueden determinarse mediante extrapolación lineal para las curvas de atenuación medidas con diferentes caperuzas (materiales y espesores) para cada uno de los haces (Goetsch y cols., 1991; Meertens 1990).

Si los valores de N_K para el conjunto cámara-electrómetro en el ^{137}Cs y en el haz de rayos X no difieren más de un 10%, que es el caso habitual, la expresión anterior se reduce (Goetsch y cols., 1991) a:

$$(N_K)_{Ir} = (1+x)\left\{(N_K)_{RayosX} + (N_K)_{Cs}\right\}/2 \quad (4)$$

donde $x = 0,037\frac{t}{9,3 \times 10^{22}}$, siendo t, el espesor de la pared más el de la caperuza de la cámara, expresado en electrones/cm^2.

Si no se dispone de un espesor total de la pared de al menos 0,36 g/cm^2, podrá utilizarse una caperuza de equilibrio para ^{60}Co. Esta variación se traduce en una diferencia del coeficiente de calibración del orden del 0,5% (IAEA 1999, 2002).

En 2006, Mainegra-Hing y Rogers señalaron que el método anterior no era del todo correcto (Mainegra-Hing y Rogers, 2006). El promediado debería hacerse sobre los valores de $1/N_K$ y además no eran necesarios los factores de corrección por la pared A_w. De este modo, la obtención del valor interpolado de $(N_K)_{Ir}$ venía a ser más simple:

$$(N_K)_{Ir} = \{1/(N_K)_{RayosX} + 1/(N_K)_{Cs}\}/2 \quad (5)$$

Douysset (Douysset y cols., 2008) mostró que al utilizar en este método cámaras con baja sensibilidad con la energía, como es habitual, y como es el caso de una cámara NE 2571, el error cometido al usar la ecuación (3) de Goetsch era despreciable $(< 2\ 10^{-4})$.

En el caso de que el usuario no tenga acceso a un laboratorio de calibración que disponga de haces de ^{137}Cs, en niveles de terapia, en el documento de la OIEA (IAEA 1999,2002) se describe otro procedimiento para obtener el coeficiente de calibración para fuentes de ^{192}Ir, partiendo de los coeficientes de calibración en la energía del ^{60}Co y en la calidad de rayos X descrita de 250 kV. En este caso, el espesor total (pared + caperuza) deberá ser de al menos 0,55 g/cm^2 y la calibración en ambas energías se deberá realizar con el mismo espesor.

En este caso la ecuación (3) se reduce (IAEA 1999, 2002) a:

$$(N_K)_{Ir} = (0,8A_{W,250kV}N_{K,250kV} + 0,2A_{W,Co}N_{K,Co})/A_{W,Ir} \quad (6)$$

donde 0,8 y 0,2 son los pesos relativos de los coeficientes de calibración obtenidos a partir de:

$$f_{W.250kV} = \left|\frac{\overline{hv_{Ir}} - \overline{hv_{Co}}}{\overline{hv_{Co}} - \overline{hv_{250kV}}}\right| = 0,8 \text{ y } f_{W,Co} = \left|\frac{\overline{hv_{Ir}} - \overline{hv_{250kV}}}{\overline{hv_{Co}} - \overline{hv_{250kV}}}\right| = 0,2 \quad (7)$$

siendo $\overline{hv}$ la energía media correspondiente en cada caso.

En el documento de la OIEA sobre calibración (IAEA 1999,2002) se recogen los valores de A_W calculados por Monte Carlo para diferentes cámaras de ionización en las energías del ^{60}Co, ^{192}Ir y rayos X de 250 kV. Si la cámara no está en la lista, se puede considerar $A_W = 1$ para las energías citadas, lo que en

cualquier caso incrementa la incertidumbre del coeficiente de calibración del kerma en aire para el ^{192}Ir en aproximadamente 0,5%. Los factores A_W calculados por Monte Carlo difieren en menos de un 0,1% respecto de datos experimentales publicados en la literatura (Ferreira y cols., 1999).

El método de interpolación de Goetsh (Goetsch y cols., 1991), es el que se recomienda en la actualidad (IAEA 1999, 2002; AAPM 1993) El usuario debe asegurarse de que la calibración con ^{137}Cs y rayos X de 250 kV se ha realizado con la misma caperuza y constatar que así aparece en el certificado de calibración. Conviene señalar que Goetsch, al aplicar el método a una cámara esférica de 3,6 cm^3, lo extiende a otros modelos de cámara, aceptando en consecuencia que la atenuación aparente del espesor total de la pared para las calidades descritas es independiente del volumen y de la geometría de la cámara. Esta hipótesis es difícilmente asumible por lo que resulta prudente emplear los resultados de su trabajo para el modelo de cámara estudiada, es decir, para cámaras de tipo Farmer (Grimbergen y cols., 1995; Brosed y cols., 1999).

Como ya se señaló en el apartado 1.1, un segundo método para la obtención del coeficiente de calibración, N_K, para el ^{192}Ir se basa en ponderar la curva de respuesta en energía con el espectro de energía del iridio en el punto de medida. Desarrollado en principio para cámaras de volúmenes grandes, se aplicó también a cámaras típicas de terapia y fuentes HDR, dando lugar también a un método simplificado, para dos modelos clásicos de cámara, denominado "método de los dos puntos". Todo ello se ha descrito en el apartado 1.1. Pues bien, partiendo de los coeficientes de calibración de una cámara de uso muy extendido, como es el modelo NE 2571, señalados en el trabajo de Grimbergen (Grimbergen y cols., 1995), se pueden comparar los resultados obtenidos por el "método de Goestch", de "curva de respuesta con la energía", de "los dos puntos" y con el propuesto por la OIEA que usa el ^{60}Co en lugar del ^{137}Cs. Todos ellos dan resultados para el valor de N_K del ^{192}Ir dentro de ±0,5%. Para este modelo de cámara y para el caso de que se dispusiera solamente del valor de N_K en la energía del ^{137}Cs o ^{60}Co, podría utilizarse la expresión:

$$\mathrm{N}_K\,(^{192}Ir) = N_K\,(^{137}Cs \text{ o } {}^{60}Co)\ 0,99 \qquad (8)$$

con una incertidumbre $(k = 1)$ para el factor numérico 0,99 de 1% (Brosed y cols., 1999).

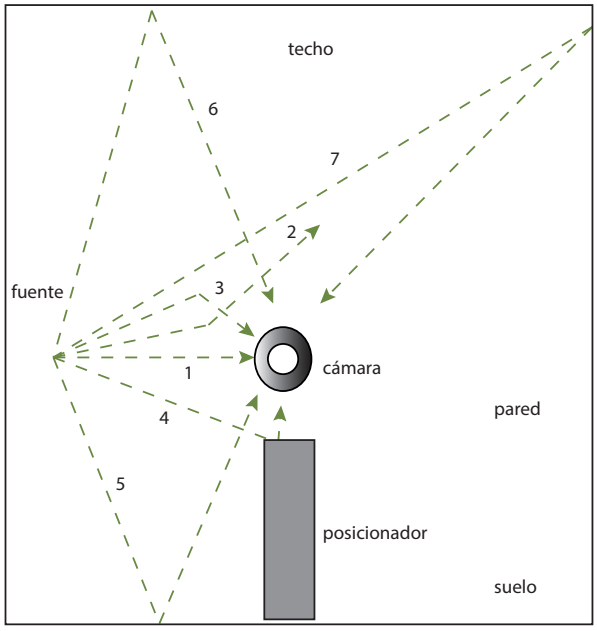
3.3.3. Condiciones de medida de la TKRA

A diferencia de lo que ocurre en Teleterapia, donde por las condiciones de medida la incertidumbre en la posición del detector es pequeña, en BT las

medidas son extremadamente sensibles a las incertidumbres de la posición; esto se agrava además por el hecho de que las cámaras no pueden ser tratadas como puntuales. Por ello, son necesarios mecanismos que fijen de manera precisa la posición de la cámara, que deben reunir el compromiso entre rigidez mecánica y mínima producción de radiación dispersa; suelen construirse de material plástico de baja densidad (NCRD 1994; AAPM 1993; Ezzell 1990).

La geometría de medida debe ser tal que el eje longitudinal de la cámara cilíndrica debe colocarse perpendicularmente a la dimensión mayor de la fuente. La fuente y cámara deben colocarse en el centro de una sala suficientemente grande y a bastante distancia del suelo, como para minimizar la contribución de la radiación dispersa en las paredes. Cómo mínimo a 1 m de paredes y suelo (IAEA 1999, 2002).

En la figura 1 se muestran las distintas componentes de radiación que alcanzan al detector (AAPM 1993).



Una fuente S, se sitúa cerca del centro de la sala; la cámara se monta sobre un posicionador de plástico. Las distintas componentes de la radiación que pueden alcanzar la cámara son:

(1) radiación primaria;
(2) atenuada o dispersada por el aire;
(3) dispersada por el aire, hacia la cámara;
(4) dispersada por el posicionador de la cámara;
(5) dispersada por el suelo;
(6) dispersada por el techo;
(7) dispersada por las paredes.

Las contribuciones de (2) y (3) son muy pequeñas. La componente de radiación dispersa producida por la sala será (4 ↔ 7).

Figura 1. Distintas componentes que alcanzan el detector. Tomada de TG41 de AAPM (AAPM 1993), con permiso.

Para la elección de la distancia fuente-cámara (DFC) se debe tener en cuenta el comportamiento de los cuatro efectos que contribuyen a la incertidumbre de la calibración y que son función de esta distancia; éstos son (IAEA 1999,2002):

- Efecto del tamaño de la cámara que disminuye al aumentar la DFC.
- Contribución relativa de la radiación dispersa que aumenta al aumentar la DFC.
- Incertidumbre de la posición, que sigue la ley del inverso del cuadrado de la distancia (LICD), decreciendo al aumentar la DFC.
- Contribución relativa de las fugas, que aumenta al aumentar la DFC.

La distancia elegida debe ser tal que minimice globalmente estos efectos. DeWerd (DeWerd y cols., 1994), muestra las distintas contribuciones al factor de corrección total deduciendo que hay un rango de DFC óptimo (Figura 2), relativamente ancho, en torno a los 16 cm, para el que el porcentaje de la corrección ronda el 1%.

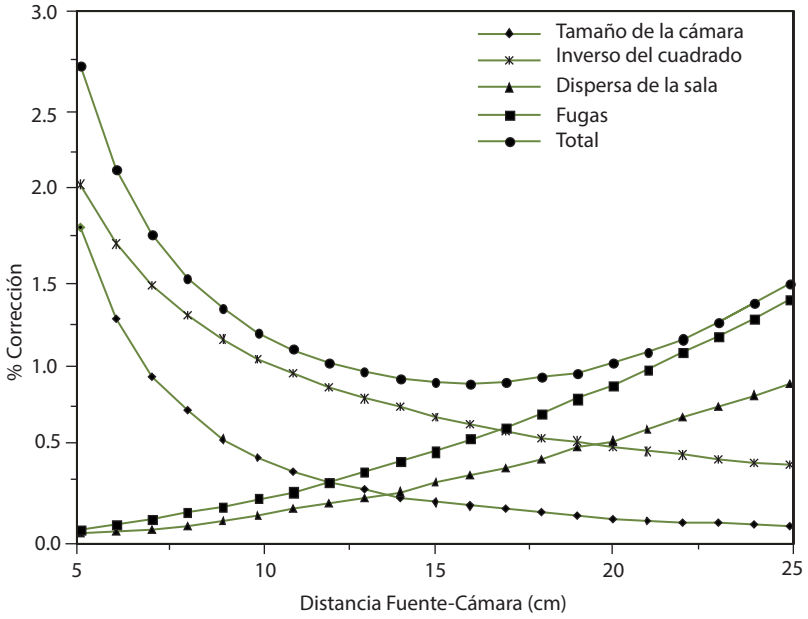


Figura 2. Contribuciones al factor correctivo total. Tomada de DeWerd (DeWerd 1994).

Como se indica en el documento de la OIEA (IAEA 1999, 2002), un factor de corrección a aplicar a las medidas supone geometría puntual, al igual que el uso de LICD, por lo que la distancia elegida de medida debe ser tal que la fuente pueda considerarse como un punto. Por ello se recomienda que la distancia de medida sea $d > 10 \times L_{act}$, siendo L_{act} la longitud activa de la fuente (IAEA 1999, 2002). De este modo, el error introducido por la aproximación de fuente puntual será inferior a 0,1%.

La OIEA (IAEA 1999,2002) recomienda que las medidas se realicen a múltiples distancias, permitiendo redundancia en la obtención del valor de la TKRA con lo que se pueden poner de manifiesto errores en las condiciones experimentales. El rango recomendado está comprendido entre 10 y 40 cm.

En otras recomendaciones, como en el documento de la Comisión Holandesa de Dosimetría (NCRD 1994), se indica una distancia fija (10 cm) estableciendo las condiciones de medida con la ayuda de un sistema de posicionamiento determinado (Ezzell 1991) proponiendo factores de corrección particularizados. En este tipo de dispositivos fijos hay varios alojamientos para la fuente y cámara manteniendo la situación relativa con objeto de minimizar los errores de posicionamiento.

En general, se recomienda emplear cables de bajo ruido y reducidos en longitud en lo más posible para evitar exposiciones de éstos a la radiación. Los cables contienen materiales aislantes y pueden presentar en principio los mismos tipos de corrientes de fugas que los que presentan los materiales aislantes de las cámaras (Spokas 1980).

Por otro lado, y buscando siempre una menor incertidumbre, no es recomendable realizar las medidas en el modo corriente. Ello es debido a que la mayoría de los electrómetros miden la corriente indirectamente a través de la caída de potencial entre los extremos de una resistencia de alto valor por la que circula la corriente de ionización procedente de la cámara. Estas resistencias presentan una variación en su impedancia que es función de la temperatura, tensión, envejecimiento y humedad. En el protocolo holandés (NCRD 1994) se recomienda un tiempo concreto de medida de 600 s.

Se recomienda medir la fuente al menos dos veces, en la aceptación y después de su uso, de esta manera se tiene un control adicional de la estabilidad del equipo de medida (NCRD 1994).

Un aspecto importante es el valor de $T_{½}$ que va a intervenir en cálculos, medidas y controles de estabilidad; frente al valor antiguo y tradicional de 74,02 d (ICRP 1983) se recomienda el nuevo valor de 73,827 $d \pm$ 0,013 $d(k=1)$ (DDEP, 2004).

3.3.3.1. Factores de corrección para medidas en aire

El **factor de corrección por presión y temperatura**, $k_{P,T}$, se determina de la forma usual a partir de la expresión:

$$k_{P,T} = \frac{T + 273,2}{T_0 + 273,2} \times \frac{P_0}{P} \tag{9}$$

siendo P_0=101,32 kPa y T_0=20ºC.

La componente de **fugas,** M_F debe ser cuantificada, tanto antes como después de la adquisición de la medida. Generalmente, si esta componente está por debajo del 0,1% del valor de la señal, M, no se considera (IAEA 1999,2002).

El **factor de corrección por recombinación de iones,** k_s, puede ser evaluado a partir del método de las dos tensiones. Toda cámara expuesta a un haz de radiación presenta una deficiencia de carga recogida que se debe al fenómeno de recombinación de iones. Este es independiente de la naturaleza de la radiación usada y, para una cámara de geometría dada, depende de la tensión de colección aplicada y de la tasa de producción de carga. Es necesario aplicar a la carga recogida un factor de corrección superior a la unidad. Se puede determinar (SEFM 1984; Boag 1966) para el caso de radiación continua, a partir de la expresión:

$$K_s = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \left(\frac{M_1}{M_2}\right)} \tag{10}$$

siendo M_1 y M_2 las lecturas correspondientes a las polarizaciones V_1 y V_2 con $V_1 > V_2$. Se recomiendan valores de $V_1 > 2\,V_2$. En todo caso, el usuario debe estar atento a si este factor se ha determinado en el laboratorio de calibración y proceder consecuentemente.

El **factor de corrección por el efecto de tránsito**, k_{tra}, corrige la lectura final debido a la irradiación de la cámara durante el transporte de la fuente a la posición programada. Es una magnitud fuertemente dependiente de la distancia fuente-cámara y significativa a las distancias de calibración. Se pueden usar varias técnicas para cuantificar este factor, como usar un temporizador externo al sistema que recoja carga durante un intervalo de tiempo después de que la fuente se haya posicionado ($k_{tra} =$ 1,000), o bien sustraer dos lecturas tomadas durante intervalos de tiempo diferentes para eliminar la carga de tránsito, suponiendo que la exposición en tránsito es común a ambas lecturas. Otra posibilidad consiste en representar lecturas para diferentes intervalos de tiempos de irradiación frente a esos tiempos de irradiación y a partir de la recta, extrapolar para $t = 0$, M_{t0}, y usar la siguiente expresión (NCRD 1994):

$$k_{tra} = 1 - \frac{M_{t0}(d, t = 0)}{M_0(d, t = t_{exp})} \tag{11}$$

donde M_0 es la lectura para el tiempo de exposición para el cual se calcula $\dot{K}_R$

El **factor de corrección por el efecto de polaridad**, k_{pol}, se introduce debido al hecho de que, ante un nivel constante de radiación, la inversión de polaridad de la tensión de colección aplicada a la cámara puede producir lecturas M_+ y M_- que difieran significativamente. Ello es debido a la geometría y construcción de la cámara y adicionalmente y en el presente contexto, al efecto de irradiación del cable (Boag 1966). El efecto depende del tipo de radiación y para haces colimados de fotones resulta despreciable y por lo tanto, k_{pol}, muy próximo a 1,000. Para el presente proceso de calibración, se recomienda medir con ambas polaridades en una distancia. Si la diferencia entre M_+ y M_- fuera inferior a 0,5% se recomienda aplicar el mismo factor de corrección para todas las distancias. Este factor de corrección a aplicar sería:

$$k_{pol} = \frac{1 + \left|\frac{M_+}{M_-}\right|}{2} \quad \text{o} \quad k_{pol} = \frac{1 + \left|\frac{M_-}{M_+}\right|}{2} \tag{12}$$

dependiendo si M en la ecuación (2) se hubiera determinado con polaridad negativa o positiva respectivamente.

3.3.3.2. Determinación del factor de corrección por atenuación de la radiación primaria en aire, k_{air}

Es un factor que depende tanto de la distancia entre fuente y cámara como de la energía de la radiación. La tabla 1 (IAEA 1999, 2002) recoge los valores de k_{air} para el ^{192}Ir y de ^{137}Cs en función de la distancia. Rossiter (Rossiter y cols., 1991) emplea un factor de corrección constante de 0,2% por metro para el ^{192}Ir.

Distancia (cm)	^{192}Ir	^{137}Cs
10	1,001	1,000
20	1,002	1,000
30	1,004	1,001
40	1,005	1,001
50	1,006	1,001
60	1,007	1,001
70	1,009	1,002
80	1,010	1,002
90	1,011	1,002
100	1,012	1,002

Tabla 1. Valores de los factores de atenuación en aire de la radiación primaria, k_{air}, para fuentes de ^{192}Ir y de ^{137}Cs (IAEA 1999).

Se podría determinar, k_{air}, de manera más específica en cada situación, simulando las condiciones reales mediante el método de Monte Carlo. En esa simulación se podría considerar además del aire interpuesto, la geometría y espesor del material del catéter que se use.

3.3.3.3. Determinación del factor de corrección por dispersión, k_{scatt}

Para minimizar la contribución de la radiación dispersa, la fuente y la cámara se sitúan en el centro de una sala lejos de suelo, paredes y techo (distancia mayor de 1 m). Existen dos métodos y otras posibilidades para cuantificar este factor.

Uno de ellos desarrollado por Buffa (Buffa 1987), emplea un bloque de plomo en forma de cono para apantallar la componente primaria de la radiación y evitar que llegue a la cámara. La razón de la corriente obtenida con y sin el bloque permite calcular el factor de corrección por este efecto. Sin embargo, hay que tener en cuenta que en distancias cortas la cámara puede detectar radiación dispersa significativa procedente del mismo bloque, por lo que en general se recomienda este método para distancias iguales o superiores a 1 m.

Un segundo método debido a Goestch (Goetsch y cols., 1981; Ezzell 1989) y denominado de la distancia múltiple, permite adicionalmente cuantificar el error en el posicionamiento. Este método se recomienda para distancias cortas como pueden ser las habituales en el proceso de calibración de fuentes de ^{192}Ir de HDR y PDR con cámaras de volúmenes típicos en terapia (distancias desde 10 a 40 cm aproximadamente). Las lecturas a diferentes distancias reflejan la ley del cuadrado de la distancia y el método supone una contribución constante de la radiación dispersa. Esto supone una aproximación razonable para la zona de medidas descrita. Es esencial, como señalan los autores, que los cambios en distancia sean correctos y precisos para poder derivar el error en el posicionamiento. Si denominamos δx a este error y a d como la distancia medida y d' a la distancia que ya tiene en cuenta el error δx, tendremos que:

$$d' = d + \delta x \tag{13}$$

donde obviamente, δx puede ser positivo o negativo. Denominando $\dot{K}_p$ y $\dot{K}_s$ las contribuciones de la radiación primaria y de la radiación dispersa a la tasa de kerma en aire medida, K, se puede establecer para cualquier distancia:

$$\dot{K}_p(d') \cdot d'^2 = (K(d') - K_s) \cdot (d + \delta x)^2 \tag{14}$$

donde se expresa la variación de la tasa de kerma en aire de la radiación primaria con la ley del inverso cuadrado de la distancia. Si se efectúan medidas de $\dot{K}(d')$ al menos en tres distancias, se pueden deducir los valores de $\dot{K}_p(d')$, $\dot{K}_s$ y δx. Por redundancia es preferible realizar de 5 a 7 medidas en diferentes distancias y para las fuentes objeto de este apartado, se pueden emplear las distancias de 10, 15, 20, 25, 30, 35 y 40 cm. (IAEA 1999,2002; Goetsch y cols., 1991). El factor de corrección k_{scatt} se expresa finalmente como:

$$k_{scatt} = 1 - \frac{\dot{K}_s}{\dot{K}(d')} = 1 - \frac{\dot{K}_s}{(N_K \cdot \frac{M_u}{t} \cdot k_n)} \tag{15}$$

Los valores determinados de δx no deberían superar $\pm$ 1mm; si no fuera este el caso, habría que revisar las medidas y repetir de nuevo el proceso (IAEA 1999,2002).

Otra posibilidad para determinar el factor de corrección por dispersión en la energía del ^{192}Ir, sería plantear una simulación de Monte Carlo para las condiciones reales de dispersión en la sala donde se mide la TKRA.

Una segunda posibilidad, obteniendo obviamente una mayor incertidumbre o una incertidumbre de difícil estimación, consistiría en tomar un valor determinado en la literatura manteniendo las distancias de seguridad a paredes y suelo (véase la tabla 2).

D (mm)	(Goestch 1991)	(Ezzell 1989)	(Venselaar 1994)
50	-	1,000	-
100	0,9985	0,999	0,9987
150	0,9965	0,997	-
200	0,9937	0,994	-
250	0,9901	-	-
300	0,9858	0,988	-
350	0,9807	-	-
400	0,9753	-	-
500	-	0,966	-

Tabla 2. Recogida del protocolo de calibración holandés (NCRD 1994), donde se pone de manifiesto la dependencia de k_{scatt} con la distancia entre fuente y cámara, D.

3.3.3.4. Determinación del factor de corrección por la no uniformidad de fluencia, k_n

A lo largo del volumen de la cámara, debido a la geometría no colimada y a la gran divergencia de los fotones incidentes, existe un marcado gradiente en cuanto a la fluencia de fotones. Por ello, los electrones que entran en la cavidad de aire de la cámara, que se generan fundamentalmente en la pared interna de ésta, sufren también esta falta de uniformidad. Para asignar la lectura de la cámara al punto de medida se introduce un factor que depende de la forma y dimensiones de la cámara, de la distancia de medida y geometría de la fuente, del material de la pared interna de la cámara y de la energía de los fotones incidentes (IAEA 1999,2002; Bielajew 1990).

Los factores de corrección más utilizados han sido los de Kondo y Randolph (Kondo y Randolph 1960). En su teoría, se asume una fluencia isótropa de electrones; posteriormente Bielajew (Bielajew 1990) consideró una distribución angular más real de la situación que modelaba la anisotropía como función del material de la pared interna de la cámara y de la energía de los fotones. Relacionando las dos teorías se llega a (IAEA 1999,2002):

$$A_{pn}(d) = A_{pn}^{KR}(d) + \omega \times A'_{pn}(d) \tag{16}$$

donde $\frac{1}{A_{pn}^{KR}(d)}$ representa el factor de corrección por no uniformidad isótropa de Kondo y Randolph, y $\frac{1}{A'_{pn}(d)}$ el de no uniformidad anisótropa de Bielajew.

Se recomienda (IAEA 1999,2002) determinar k_n como la inversa de la ecuación (16), es decir, $k_n = \frac{1}{A_{pn}(d)}$. Para los materiales de las cámaras más usuales los valores del factor que mide el grado de anisotropía, ω, para el ^{192}Ir se pueden obtener de la tabla 3:

Material de la pared interna	ω
A-150	1,066
PMMA	1,014
Grafito	0,992

Tabla 3. Dependencia de ω con el material de la cámara para ^{192}Ir (IAEA 1999,2002).

Conviene señalar que el factor de corrección por no uniformidad de fluencia depende escasamente de la energía por lo que los valores deducidos en

este apartado, se pueden emplear también para la energía del ^{137}Cs, sin pérdida de exactitud (IAEA 1999, 2002).

Hay que decir que el factor de corrección por no uniformidad para las cámaras cilíndricas y materiales normalmente empleados en las paredes, es bastante insensible a los valores de ω (Tolli y cols., 1997). Para aquellos materiales que no aparecen en la tabla 3, una buena aproximación consiste en emplear el valor de ω para un material similar en propiedades dosimétricas.

Los valores de los parámetros $A_{pn}^{KR}(d)$ y $A'_{pn}(d)$ para cámaras cilíndricas se dan en las tablas 4 y 5 tomadas del documento de la OIEA (IAEA 1999,2002) en función del factor de forma de la cámara, $\sigma = R_C/L_C$ y del factor distancia $\alpha = R_C/L_C$, siendo R_C el radio interno, L_C la semilongitud interna de la cámara y d la distancia de medida.

Factor distancia $\alpha = R_C/d$	**Factor de forma** $\sigma = R_C/L_C$								
	0,05	**0,1**	**0,25**	**0,5**	**0,7**	**0,8**	**1**	**2**	**4**
0	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000
0,005	0,9967	0,9992	0,9999	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000
0,01	0,9869	0,9967	0,9995	0,9999	1,0000	1,0000	1,0000	1,0001	1,0001
0,05	0,7854	0,9273	0,9878	0,9980	0,9998	1,0003	1,0008	1,0015	1,0015
0,1	0,5546	0,7863	0,9541	0,9921	0,9992	1,0010	1,0031	1,0059	1,0061
0,2	0,3349	0,5586	0,8524	0,9694	0,9963	1,0035	1,0123	1,0238	1,0250
0,3	0,2401	0,4263	0,7476	0,9359	0,9908	1,0067	1,0268	1,0551	1,0586
0,4	0,1892	0,3468	0,6615	0,8980	0,9831	1,0099	1,0460	1,1019	1,1103
0,5	0,1584	0,2960	0,5966	0,8629	0,9755	1,0142	1,0698	1,1676	1,1864
0,6	0,1388	0,2628	0,5508	0,8370	0,9732	1,0235	1,1002	1,2576	1,2985
0,7	0,1266	0,2421	0,5226	0,8263	0,9842	1,0457	1,1443	1,3809	1,4681
0,8	0,1206	0,2326	0,5146	0,8416	1,0233	1,0971	1,2200	1,5592	1,7406
0,9	0,1235	0,2398	0,5429	0,9166	1,1364	1,2284	1,3864	1,8736	2,2432

Tabla 4. Valores de los factores $A_{pn}^{KR}(d)$ para cámaras cilíndricas. R_C y L_C son el radio interno y la semilongitud de la cámara (IAEA 1999, 2002).

Factor distancia $\alpha = R_C/d$	**Factor de forma** $\sigma = R_C/L_C$								
	0,05	**0,1**	**0,25**	**0,5**	**0,7**	**0,8**	**1**	**2**	**4**
0	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
0,005	-0,0014	-0,0012	-0,0009	-0,0005	-0,0003	-0,0002	-0,0001	0,0002	0,0004
0,01	-0,0027	-0,0024	-0,0017	-0,0009	-0,0005	-0,0004	-0,0001	0,0005	0,0007
0,05	-0,0056	-0,0093	-0,0083	-0,0047	-0,0027	-0,0019	-0,0007	0,0024	0,0036
0,1	-0,0032	-0,0103	-0,0148	-0,0093	-0,0055	-0,0039	-0,0014	0,0047	0,0072
0,2	-0,0011	-0,0062	-0,0203	-0,0179	-0,0115	-0,0086	-0,0036	0,0093	0,0147
0,3	-0,0006	-0,0036	-0,0190	-0,0242	-0,0180	-0,0143	-0,0071	0,0136	0,0229
0,4	-0,0003	-0,0023	-0,0159	-0,0274	-0,0241	-0,0205	-0,0122	0,0173	0,0323
0,5	-0,0002	-0,0016	-0,0130	-0,0279	-0,0285	-0,0261	-0,0186	0,0194	0,0433
0,6	-0,0002	-0,0012	-0,0106	-0,0267	-0,0309	-0,0302	-0,0250	0,0188	0,0563
0,7	-0,0001	-0,0009	-0,0088	-0,0247	-0,0314	-0,0324	-0,0303	0,0138	0,0712
0,8	-0,0001	-0,0007	-0,0073	-0,0224	-0,0306	-0,0328	-0,0338	0,0036	0,0851
0,9	-0,0001	-0,0006	-0,0062	-0,0202	-0,0290	-0,0321	-0,0354	-0,0100	0,0869

Tabla 5. Valores de los factores $A'_{pn}(d)$ para cámaras cilíndricas. R_C y L_C son el radio interno y la semilongitud de la cámara (IAEA 1999, 2002).

En la tabla 6 se muestran valores de los factores de corrección, k_n, para diferentes distancias y para la cámara tipo Farmer (IAEA 1999,2002) de dimensiones $R_C =$ 3,15 mm y 2 $L_C =$ 24,1 mm. Los valores son ligeramente diferentes de los que se hayan podido derivar empleando las tablas 4 y 5. La razón es que se ha tenido en cuenta el pequeño dedal o cono que diferencia una cámara Farmer de la geometría cilíndrica.

Distancia(mm)	k_n
100	1,009
150	1,005
200	1,004
250	1,003
300	1,002
400	1,002
500	1,001

Tabla 6. Factor de corrección de no uniformidad para una cámara de ionización tipo Farmer típica (radio interno 3,15 mm, longitud 24,1 mm) (IAEA 1999, 2002).

Para cámaras esféricas, $w = 0$, y se puede usar el factor de corrección por no uniformidad de Rando y Randolph (véase tabla X de IAEA 1999,2002).

Agradecimiento

Los autores quieren agradecer a Paz Avilés Lucas la información metrológica recibida para la actualización de este tema.

4. Referencias

[1] AAPM (1993). Association of Physicists in Medicine. "Remote Afterloading Technology". A Report of AAPM Task Group No. 4, May.

[2] BIELAJEW A.F. (1990)."Correction Factors for thick-walled ionization chambers in point-source photon beams". Phys. Med. Biol. 35, 501-516.

[3] BOAG J.W. (1966). "Ionization chambers". In "*Radiation Dosimetry*", Vol II Attix and Roesch Eds., Academic Press, New York.

[4] BROSED A., GONZÁLEZ A.M., VIVANCO J. (1999). "Trazabilidad de los conjuntos de referencia hospitalarios usados en la calibración de fuentes de Braquiterapia para las energías del ^{137}Cs, ^{60}Co e ^{192}Ir ". XII Congreso S.E.F.M. Santander.

[5] BUERMANN L., KRAMER H.M., SCHRADER H., SELBACH, H.J. (1994). "Activity determination of ^{192}Ir solid sources by ionization chamber measurements using calculated corrections of self-absorption". Nuclear Instruments and Methods in Physics and Research, A 339,369-376.

[6] BUFFA A. (1987). "Gamma Med II Source Calibration Employing Ionometric Techniques". In Proceedings Second Annual International High Dose Rate Remote Afterloading Symposium (Health Physics Consultants, South China, ME) 77-81.

[7] DDEP (2004). "Decay Data Evaluation Project". LNE-CEA/LNHB (France), PTB (Germany), INEEL (USA), KRI (Russia), LBNL (USA), NPL (UK), CIEMAT(Spain) and http://www.nucleide.org/DDEP.htm

[8] DE WERD L.A., EZELL G.A., WILLIAMSON J.F. (1994). "High Dose Rate Brachytherapy". Nag, S. (ed.), Futura Publishing Company, Inc.

[9] DOUYSSET G., GOURIOU J., DELAUNAY F., DE WERD L., STUMP K., MICKA J. (2005). "Comparison of dosimetric standards of USA and France for HDR brachytherapy". Phys. Med. Biol. 50, 1961-78.

[10] DOUYSSET G., SANDER T., GOURIOU J., NUTBROWN R. (2008). "Comparison of air kerma standards of LNE-LNHB and NPL for ^{192}Ir HDR brachytherapy sources: EUROMET project nº 814". Phys. Med. Biol. 53, N85-N97.

[11] EZELL G. (1989). "Evaluation of Calibration Techniques for the MicroSelectron HDR", in Brachytherapy 2: proceedings of the 5th international selectron User´s meeting, ed Mould. Nucletrón International. The Netherlands 61-69.

[12] EZELL G. (1990). "Evaluation of Calibration Techniques for a High Dose Rate Remote Afterloading ^{192}Ir Source". Endocurietherapy/Hyperthermia Oncology 6. 101-106.

[13] EZELL G. (1991). "The effect of alternative calibration procedures using the NE 2505/3 ionization chambers: A brief communication". Selectron Brachytherapy Journal. 5. 42-43.

[14] FERREIRA I., DE ALMEIDA C., MARRE D., MARECHAL M., BRIDIER A., CHAVAUDRA J. (1999). "Monte Carlo calculations of the ionization chamber wall correction factors for ^{192}Ir and ^{60}Co gamma rays and 250 kV x-rays for use in calibrations of ^{192}Ir HDR brachytherapy sources". Phys. Med. Biol. 44 1897-1904.

[15] GOETSCH S., ATTIX F., PEARSON D., THOMADSEN B.R. (1991). "Calibration of ^{192}Ir high-dose-rate afterloading systems" Med. Phys. 18. 462-467.

[16] GRIMBERGEN T., VAN DIJK E., TIERENS H., AALBERS A., SEUNTJENS J. (1995). "Comparison of methods for derivation of ^{192}Ir calibration factors for the NE2561 and NE2571 ionisation chambers". Nucletron-Oldelft Activity nº 7.

[17] IAEA (1999). International Atomic Energy Agency. "Calibration of Brachytherapy Sources". Recommendations on Standarized Procedures for the Calibration of Brachytherapy Sources at SSDLs and Hospitals. OIEA-TECDOC-1079. February.

[18] IAEA (2002). International Atomic Energy Agency. "Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy". Guidelines on standarized procedures at SSDLs and Hospitals. IAEA-TECDOC-1274. March.

[19] ICRP (1983). International Commission on Radiological Protection. *"Radionuclide Transformations. Energy and Intensity of Emissions".* ICRP Report 38.

[20] KONDO V.S., RANDOLPH M.L. (1960). "Effect of finite size of ionization chambers on measurements of small photon sources". Rad. Res 13, 37-60.

[21] MAINEGRA-HING E., ROGERS D.W.O. (2006). "On the accuracy of techniques for obtaining the calibration coeficient N_K of ^{192}Ir HDR brachytherapy sources". Med. Phys. 33, 3340-6.

[22] MEERTENS H. (1990). "In phantom calibration of Selectron LDR sources" Radiother. Oncol. 17: 369-378.

[23] NCRD (1994).Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, "Recommendations for the calibration of Iridium-192 High Dose Rate Sources". Report No. 7. December.

[24] ROSSITER M.J., WILLIAMS T.T., BASS G.A. (1991). "Air kerma rate calibration of small sources of ^{60}Co, ^{137}Cs, ^{226}Ra and ^{192}Ir". Phys. Med. Biol. 36:279-284.

[25] SANDER T., NUTBROWN R.F. (2006). "The NPL air kerma primary standard TH100C for high dose rate ^{192}Ir brachytherapy sources".NPL Report DQL-RD 004 ISSN 1744-0637 (Teddington, UK). http://publications.npl.co.uk

[26] SEFM (1984). Sociedad Española de Física Médica. "Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en Radioterapia de haces externos" SEFM Publ. No 1/1984. Comité de Dosimetría en Radioterapia. Madrid.

[27] SOARES C.G., DOUYSSET G., MITCH M.G. (2009). "Primary standards and dosimetry protocols for brachytherapy sources". Metrologia 46, S80-S98.

[28] SPOKAS J.J., MEEKER R.D. (1980) "Investigation of cables for ionization chambers". Med. Phys. 7, 135.

[29] TOLLI H., BIELAJEW A., MATTSSON O., SERNBO G., JOHANSSON K. (1997). "Fluence non-uniformity effects in air kerma determination around brachytherapy sources". Phys. Med. Biol. 42 1301-1318.

[30] VENSELAAR J.L.M., BROUWER W.F.M., STRAATEN B.H.M., AALBERS A.H.L. (1994). "Intercomparison of calibration procedures for Ir-192 HDR sources in the Netherlands and in Belgium". Radiother. Oncol. 30: 155-161.

[31] VERHAEGEN F., VAN DIJK E., THIERENS H., AALBERS A., SEUNTJENS J. (1992). "Calibrations of ^{192}Ir brachytherapy sources in terms of reference air kerma rate with large volume spherical ionization chambers" Phys. Med. Biol. 37. 2071-2082.

[32] WEAVER J.T., LOFTUS T.P., LOEVINGER R.(1988). NBS Measurement Services: Calibration of Gamma-Ray Emitting Brachytherapy Sources. NBS Special Publication SP-250-19, US Department of Commerce, December.

Tema 4:
Aplicación del método de Monte Carlo en Braquiterapia

Domingo Granero Cabañero
José Pérez-Calatayud
Facundo Ballester Pallarés

Aplicación del método de Monte Carlo en Braquiterapia

Domingo Granero Cabañero
domingo.granero@gmail.com
Servicio de Radiofísica,
ERESA-Hospital General Universitario (Valencia)

José Pérez-Calatayud
perez_jos@gva.es
Sección Radiofísica. Servicio Radioterapia
Hospital La Fe. Valencia
Sección de Radiofísica
Hospital Clínica Benidorm (Alicante)

Facundo Ballester Pallarés
facundo.ballester@gmail.com
Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear
Facultad de Física. Universidad Valencia

1. Motivación del uso de Monte Carlo en Braquiterapia

El uso de la dosimetría experimental en Braquiterapia (BT) es muy complicado a causa del alto gradiente de dosis absorbida existente por la dependencia de ésta con la ley del inverso del cuadrado de la distancia; por ejemplo, la dosis absorbida a 2 mm de una fuente es, aproximadamente, 25 veces la correspondiente a 1 cm. Así, si se desea limitar la desviación de la dosis absorbida debida al posicionamiento del detector, por ejemplo al 2%, la desviación en la posición de los detectores debe ser de 100 μm, 50 μm, y 20 μm a 10 mm, 5 mm y 2 mm, respectivamente (Williamson 2005).

Por otro lado, el uso de métodos experimentales en BT es muy complejo debido a que deben tenerse en cuenta numerosos aspectos en la respuesta del detector, entre los que cabe destacar los siguientes: linealidad de la respuesta con la dosis absorbida, resolución espacial, dependencia con la energía, anisotropía, errores de posicionamiento, sensibilidad (relación señal-ruido), promediado de

la señal en el volumen del detector, atenuación del propio detector, diferencias de composición entre maniquí utilizado y agua, y variación de la respuesta con el tiempo transcurrido tras la irradiación; los efectos más importantes son la sensibilidad y la incertidumbre en la posición del detector.

En BT, se utilizan diferentes tipos de detectores: cámaras de ionización, películas radiográficas, diodos, dosímetros termoluminiscentes (TLD), películas radiocrómicas, plásticos centelladores y gel. Ninguno de ellos cumple las condiciones de un detector ideal, siendo los detectores más utilizados en la actualidad los pequeños chips de TLD, que sigue siendo el estándar para medir la dosis absorbida, y las películas radiocrómicas, éstas últimas del tipo EBT3, las cuales proporcionan una gran resolución espacial.

En contraste con las limitaciones de la dosimetría experimental expuestas en los párrafos precedentes, el método de Monte Carlo (MC) permite esquivar casi todas estas dificultades, siendo sus únicas limitaciones el modelado de los procesos físicos mediante algoritmos de cálculo, y las incertidumbres existentes en los valores de las secciones eficaces (sobre todo a bajas energías). En la actualidad, la mayoría de los códigos Monte Carlo disponen de modelos teóricos muy elaborados para la simulación de los procesos físicos y de tabulaciones de las secciones eficaces actualizadas. Además, los nuevos códigos MC disponen de utilidades que permiten incorporar todos los detalles geométricos de fuentes y aplicadores usados en BT, de forma más o menos sencilla. Por este motivo, y al igual que en radioterapia externa, el método de MC se ha convertido en una herramienta de cálculo muy atractiva en BT.

Como es bien sabido, el método de MC se basa en la obtención de números aleatorios que sigan ciertas distribuciones de probabilidad; en el caso que nos ocupa, serían las distribuciones de probabilidad derivadas de las secciones eficaces diferencial y total características de los diferentes procesos físicos. Existen numerosos investigadores trabajando en BT que usan diferentes códigos: MCNP, PENELOPE, PTRAN, GEANT, EGS4, ETRAN, ITS, etc.

2. Uso del método de Monte Carlo en la obtención de tablas de dosis absorbida alrededor de fuentes radiactivas

En este apartado vamos a describir, a grandes rasgos, la aplicación de MC en BT para obtener tablas de dosis absorbida en agua alrededor de los diferentes modelos de fuentes. Dichas tablas se usan en los Sistemas de Planificación (SP), ya sea para la introducción de los datos de una fuente o para verificar los cálculos del mismo. Las tablas pueden presentarse en coordenadas rectangu-

lares (tradicionalmente denominadas *along and away*), o siguiendo el formalismo del TG-43U1 (Rivard y cols. 2004).

Como es sabido, los SP en BT basan los cálculos en interpolaciones sobre una tabla de dosis absorbida almacenada, específica para cada modelo de fuente. Esto es posible porque, por una parte, las fuentes presentan simetría cilíndrica, y por otra las simplificaciones asumidas en los cálculos por el SP: todos los materiales se supone que son equivalentes a agua, y no se tienen en cuenta los posibles efectos que la presencia de unas fuentes pueden tener sobre otras.

Dado que dichas tablas de dosis absorbida están normalizadas por unidad de TKRA (o S_K), su obtención requiere dos simulaciones diferentes:

- Fuente situada en el centro de un maniquí de agua líquida, para obtener la tasa de dosis absorbida.
- Fuente situada en vacío o en un gran volumen de aire, para obtener el TKRA.

2.1. Geometría de la fuente

En primer lugar, para realizar la simulación se ha de introducir la geometría (en el argot de MC ello significa proporcionar al código formas geométricas tales como esferas, cilindros, etc. que con las dimensiones adecuadas y el correcto ensamblaje reproducen espacialmente la fuente) y los materiales que componen la fuente. Esta información básica la proporciona el fabricante, recomendándose, como veremos más adelante, su verificación experimental. Las utilidades de los códigos de MC para introducir la geometría se basan, habitualmente, en operaciones de adición, sustracción e intersección de formas básicas (cubos, cilindros, conos, cajas, etc.). Algunos códigos permiten modelar la geometría de esta forma sencilla mediante la definición de estos volúmenes y su posición en el espacio 3D con la orientación adecuada (Geant4); en otros, la definición se realiza mediante la definición de cuádricas y superficies de revolución (Penelope). Con los volúmenes definidos se pueden hacer rotaciones y traslaciones que facilitarán su colocación en la posición deseada. Algunos códigos permiten importar estructuras desde programas de diseño grafico que usen normas tipo CAD. Otros disponen incluso de módulos para importar volúmenes, geometrías y materiales directamente del TAC siguiendo la norma DICOM.

Este proceso de definir y comprobar la geometría es, sin duda, el que más tiempo acarreará, por lo que los códigos que permitan una definición sencilla serán muy útiles, sobre todo si la geometría es muy compleja. En la figura 1 se muestran dos ejemplos en los que mediante las operaciones referidas se modelan dos fuentes de ^{137}Cs.

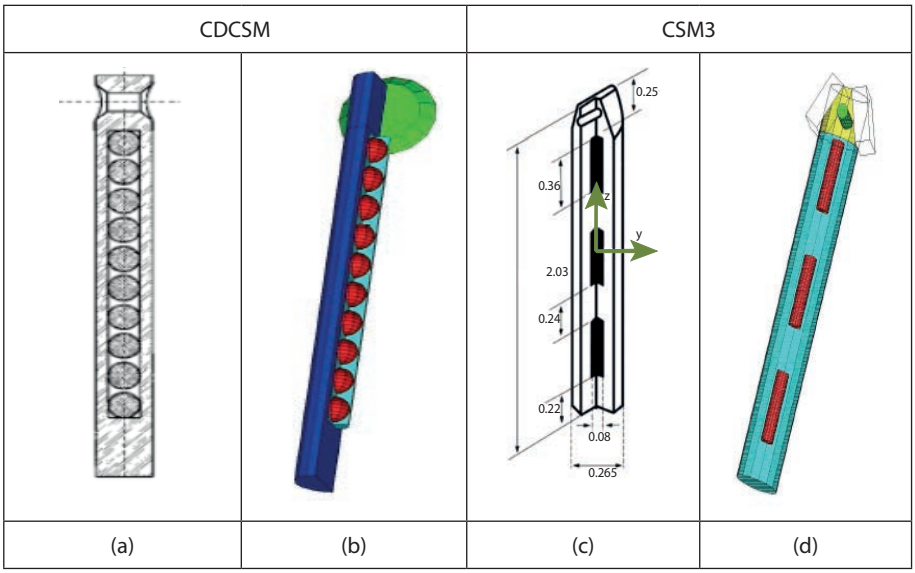


Figura 1. Modelado de dos fuentes en GEANT3 (Brun y cols. 1987). (a) y (b) En el caso de la fuente CDCSM de Amersham se muestra cómo se obtiene el orificio mediante intersección de una forma de un carrete de hilo y un cilindro. (c) y (d) Para la fuente CSM3 de IBT Bebig, se muestra cómo se obtiene el orificio y el extremo piramidal mediante operaciones booleanas con figuras regulares.

2.2. Materiales y secciones eficaces

Una vez definida la geometría, se asignan los materiales de cada componente de la fuente. Para ello, los materiales se definen por la proporción en masa de sus elementos o componentes (o por su fórmula estequiométrica) y su densidad. En la mayoría de los códigos hay un conjunto de materiales típicos predefinidos.

En este punto, se generan las tablas de secciones eficaces para los distintos materiales e intervalos energéticos de interés para su uso posterior. Dichas tablas se generan a partir de compilaciones actualizadas de secciones eficaces, tales como XCOM, EPDL97, EEDL, etc.

2.3. Parte activa: generación de la radiación

Una vez modelada la geometría de la fuente, queda por definir su parte (o partes) activa, es decir, aquella parte de la fuente que contiene el material radiactivo y en la que se van a generar las partículas primarias que van a inte-

raccionar posteriormente con los materiales de los diversos volúmenes. Una vez definido el tipo o tipos de partícula (fotones, electrones, neutrones, etc), debemos proporcionar su posición, y su momento lineal, distribuyendo aleatoriamente (i) la posición inicial de cada partícula en el volumen activo, y (ii) su dirección y sentido. Finalmente, nos queda seleccionar su energía según la probabilidad de desintegración del espectro particular de la sustancia radiactiva en cuestión.

Todos estos pasos los realiza el usuario mediante la introducción de líneas de código de programación, aunque algunos códigos Monte Carlo, como por ejemplo GEANT4 (Agostinellii y cols. 2003), permiten generar directamente las desintegraciones de cualquier radionucleido, de forma que sólo hay que preocuparse de especificar dónde se encuentra distribuido el radionucleido y el código simulará su desintegración completa, emitiendo las partículas que correspondan con sus respectivas probabilidades. Existen también estudios realizados mediante el método de Monte Carlo que analizan qué tabulaciones de las probabilidades de emisión de las diferentes partículas en la desintegración de un radionucleido en particular se han de usar para obtener los mejores resultados en las simulaciones (Rivard y cols. 2010).

2.4. Procesos de interacción

Una vez definida la geometría de la fuente y establecida la generación de las partículas primarias en su volumen activo, el siguiente paso es seleccionar los modelos teóricos que simulen las diferentes interacciones que sufrirá la partícula en su recorrido (ej.: efecto Compton, fotoeléctrico, etc.), y seleccionar también los diferentes parámetros en estos modelos teóricos. Este paso es muy importante, ya que es aquí donde se define cómo se desea modelar la física asociada a las simulaciones y, por tanto, la información final de los resultados que se obtengan. Por ello, se debe conocer bien cómo modela cada código MC un proceso físico dado (por ejemplo, simulaciones a muy baja energía), y las limitaciones que éste pueda tener. En general, los códigos MC disponen de diferentes modelos teóricos para la simulación de procesos físicos, siendo los más típicos los siguientes:

- Fotones: producción de pares, dispersión Compton, efecto fotoeléctrico, dispersión Rayleigh.
- Electrones: dispersión múltiple, ionización y producción de rayos δ, aniquilación de positrones, radiación de frenado.

Hay códigos que disponen, además, de diferentes modelos a elegir para cada tipo de proceso físico, como, por ejemplo, modelos específicos para bajas energías. Además, por lo general, estos modelos dependen de va-

rios parámetros que el usuario ha de especificar. Sirva como ejemplo, la energía de corte (*cut-off*) que se define como el valor para el que se detiene el seguimiento de la partícula y se supone que toda su energía se absorbe en el punto en que se halla. En GEANT4, este valor se puede reducir hasta 250 eV. También, dependiendo del código, se pueden definir energías de corte según (i) el alcance de la partícula, (ii) el volumen en el que nos encontremos y de la importancia que le demos a éste en la simulación, y (iii) el tipo de partícula. Todo esto, como ya se ha dicho anteriormente, se suele dejar a la elección del usuario, por lo que conviene realizar varios ensayos, ya que algunos valores de estos parámetros podrán hacer que las simulaciones den resultados poco exactos, o que tarden mucho en ejecutarse si, por ejemplo, se escogen energías de corte muy bajas, no siendo necesario.

2.5. Almacenamiento de la información

Con todo esto, solamente falta ya definir unas celdas (y/o superficies) para almacenar la información que deseemos: la dosis absorbida en agua, kerma en aire, fluencia, etc. Habitualmente, estas celdas se definen usando elementos de volumen en coordenadas cartesianas, cilíndricas o esféricas que se eligen según la simetría que presente la fuente (véase la figura 2).

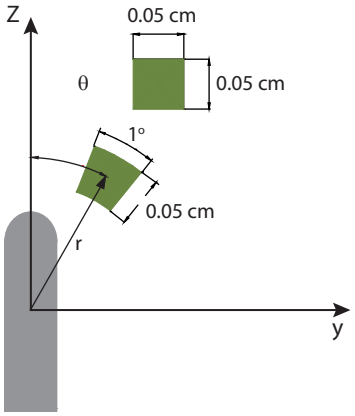


Figura 2. Esquema de definición de las celdas. En ellas se muestran los elementos de volumen en coordenadas cilíndricas y esféricas usados en varios estudios (Ballester y cols. 2004; Granero y cols. 2006b, 2007; Pérez-Calatayud y cols. 2005c). Reproducida con permiso.

La dosis absorbida es una magnitud de punto en un medio específico. En MC, la dosis absorbida promediada en la celda se supone que es la dosis absorbida en el centro de la misma. Para funciones no lineales, como la dosis absorbida, esto no es correcto. Por ello, se ha tener en cuenta el tamaño de las

celdas, dado que se pueden producir errores de promediado en el volumen de la celda en zonas de alto gradiente de dosis absorbida (principalmente cerca de las fuentes), con lo que aquí las celdas deberán ser relativamente pequeñas. Este problema se resuelve reduciendo el tamaño de la celda en la dirección en la que aumenta el gradiente. Este problema se ha estudiado en un trabajo de nuestro grupo (Ballester y cols. 1997), en el que se concluye que si se toma un tamaño de 0,5 mm x 0,5 mm para la celda en la dirección del gradiente de dosis absorbida, este error se reduce al 1% a distancias de la fuente de 1,5 mm y al 0,1% a 5 mm. Ese es un aspecto muy importante cuando se utilizan estimadores analógicos (cuya definición veremos más adelante); si el tamaño de la celda aumenta, entonces debiera asignarse la dosis absorbida a un punto efectivo en vez de a su centro. En cambio, la incertidumbre estadística es proporcional a la raíz cuadrada del volumen de la celda, con lo que si multiplicamos por cuatro el volumen de la celda la incertidumbre estadística se reducirá a la mitad. Esto es importante en zonas lejanas de la fuente en las que la estadística es menor debido a la dependencia de la fluencia con el inverso de la distancia al cuadrado. Por ello, en estas zonas es mejor usar celdas de mayor volumen, ya que, además, el gradiente de dosis absorbida será pequeño y, por tanto, los errores de promediado lo serán también. Otra opción es hacer el tamaño de la celda variable, aumentando a medida que nos alejamos de la fuente.

2.6. Definición del maniquí

Alrededor de la fuente se modela el maniquí de agua, el cuál se define usando cubos, cilindros y/o esferas de varios tamaños. Normalmente, se usa una esfera en la que se sitúa una matriz en coordenadas cilíndricas para almacenar la dosis absorbida en todo el volumen de interés (Ballester y cols. 2004; Granero y cols. 2006b, 2007; Pérez-Calatayud y cols. 2005c).

El tamaño y la forma del maniquí tienen una influencia importante en las distribuciones de tasa de dosis absorbida obtenidas, sobre todo cerca de los límites físicos del maniquí: si se comparan las funciones radiales de dosis absorbida para una misma fuente con maniquíes de la misma forma pero de tamaño diferente, se observa una reducción de la función radial de dosis absorbida en el caso del maniquí de menor tamaño a distancias próximas al borde, debido al defecto de componente dispersa. Sin embargo, el SP siempre supone condiciones de dispersión completa. Este problema se ha estudiado (Melhus y Rivard 2006; Pérez-Calatayud y cols. 2004a) proporcionándose expresiones que permiten la conversión de maniquí limitado a ilimitado: (i) se demuestra que un maniquí esférico de 40 cm de radio es equivalente a uno ilimitado para el cálculo de la dosis absorbida hasta 20 cm de la fuente para ^{137}Cs, ^{192}Ir e ^{169}Yb; (ii) para baja energía (^{125}I, ^{103}Pd) un maniquí esférico de 15 cm de radio

proporciona valores equivalentes de dispersión completa hasta 10 cm de la fuente. Para poder comparar los resultados obtenidos para maniquíes de diferentes formas y tamaños como pueden ser, por ejemplo, un estudio realizado con un maniquí cilíndrico de 15 cm de radio y el mismo estudio realizado para un cubo de 20 cm de lado, Granero y cols. (Granero y cols. 2008c) han hallado unas expresiones que permiten obtener los resultados de un maniquí de una forma y un tamaño dados a otro diferente. Las formas consideradas en dicho estudio han sido un cilindro, una esfera y un cubo.

2.7. Estimación de dosis absorbida y/o kerma en agua

Una vez definidas las celdas, el siguiente paso es almacenar la dosis absorbida. Para ello, hay que esperar a que ocurra una interacción en una determinada casilla y almacenar la energía depositada en ésta. Éste sería el denominado método analógico que es el más directo y el más simple para estimar la dosis absorbida, aunque tiene el inconveniente de que su eficiencia es muy baja.

La dosis absorbida puede estimarse por otros métodos diferentes del analógico que son más eficientes. En el caso de que la fuente simulada emita fotones, cabe la posibilidad de aproximar la dosis absorbida por el kerma de colisión en las zonas alrededor de la fuente en las que exista equilibrio electrónico. Para fuentes de alta energía, como ^{192}Ir y ^{137}Cs, esta aproximación puede aplicarse a partir de aproximadamente 1-2 mm de distancia de la fuente (evitando la zona de acumulación), y para fuentes de más baja energía, la aproximación puede usarse a todas las distancias debido al corto alcance de los electrones secundarios generados. Así, sin simular los electrones, usando solamente los fotones y almacenando el kerma decolisión, se pueden obtener resultados con una incertidumbre estadística similar a simulaciones "completas" (en las que se hace también el "*tracking*" de los electrones secundarios), pero en mucho menos tiempo. Recientemente, se ha realizado un estudio (Ballester y cols. 2009) que evalúa las distancias a las que es apropiado usar la aproximación de que el kerma de colisión es igual a la dosis absorbida y que estima, además, la influencia del espectro de electrones proveniente de la desintegración de los diferentes radionucleidos usados en Braquiterapia (^{60}Co, ^{137}Cs, ^{192}Ir e ^{169}Yb) a distancias próximas a las fuentes de tamaño estándar.

Además del método citado previamente, para aumentar la eficiencia de las simulaciones se han desarrollado diferentes técnicas denominadas de reducción de varianza. Dichas técnicas permiten optimizar el tiempo de cálculo y reducir la incertidumbre estadística. Algunos autores aplican métodos de reducción de varianza basados en la medida de la longitud de la traza dejada por los fotones al atravesar una determinada celda (denominado "*linear track-length estimator*") u otros similares asignando una probabilidad a cada

fotón en la contribución a cada celda (estimadores "*next-flight*" y "*collided flux point*") (Williamson 1987). Con estos métodos, la eficiencia de las simulaciones aumenta de forma espectacular, ya que todos los fotones que pasan por una determinada celda contribuyen a la dosis absorbida en la misma.

Uno de los métodos más sencillo para estimar el kerma de colisión es el estimador "*linear track-length*". Este estimador está basado en la equivalencia entre fluencia de partículas y la longitud total de la trayectoria del fotón por unidad de volumen. Consiste en almacenar la longitud de la traza del fotón que atraviesa la celda, junto con la energía, coeficientes de absorción de energía másicos y volumen, para obtener el kerma de colisión. La contribución al kerma de colisión en una celda debido al paso de un fotón vendrá dada por

$$K_V = \frac{L(\mu_{en}/\rho)E_\gamma}{V} \tag{1}$$

donde L es la distancia recorrida por el fotón al atravesar la celda, E_γ es la energía del fotón y μ_{en}/ρ es el coeficiente de absorción de energía másico para la energía E_γ y *V* es el volumen de la celda atravesada. Estas magnitudes se muestran esquemáticamente en la figura 3.

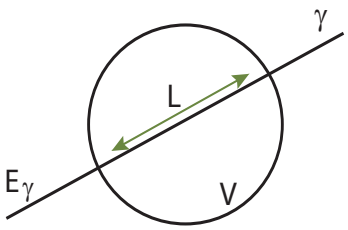


Figura 3. Esquema del estimador "*linear track-length*".

La ganancia obtenida al usar este estimador queda de manifiesto en la figura 4 en la que se compara la dosis absorbida obtenida usando el estimador "*linear track-length*" y el analógico para una fuente esférica de ^{192}Ir simulando 100 fotones primarios por cada método. Como se observa en la figura 4, la disminución en la incertidumbre estadística es muy significativa usando el estimador "*linear track-length*", sobre todo en las zonas a las que llegan pocos fotones.

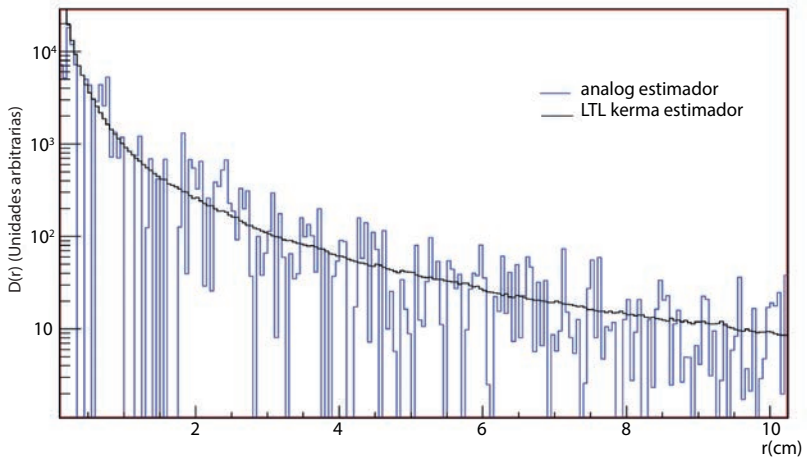


Figura 4. Comparación de la fluctuación resultante simulando analógicamente el kerma de colisión y mediante el estimador "*linear track-length*" (LTL) para una fuente esférica de ^{192}Ir. Se han generado solamente 100 fotones primarios en la simulación.

Después de todos los pasos descritos hasta ahora, solamente falta poner en marcha la simulación y esperar un tiempo hasta alcanzar la incertidumbre estadística deseada. El tiempo de cálculo habitual (por ejemplo, para obtener una incertidumbre estadística menor del 1% $(k = 1)$ con GEANT4) suele ser de aproximadamente 1 semana. Este tiempo es muy variable dependiendo del código en particular que se utilice, de las opciones de cálculo seleccionadas y, por supuesto, de las características del ordenador o "*clúster*" en el que ejecutemos la simulación. Como ejemplo, en la figura 5 puede observarse una simulación, en un plano transversal al volumen activo de una fuente; se observa el detalle de las trazas de electrones (línea continua en rojo) y fotones (línea a trazos azules) así como el hecho de la mayor producción electrónica en el volumen activo y filtro, dada su alta densidad comparado con la del agua.

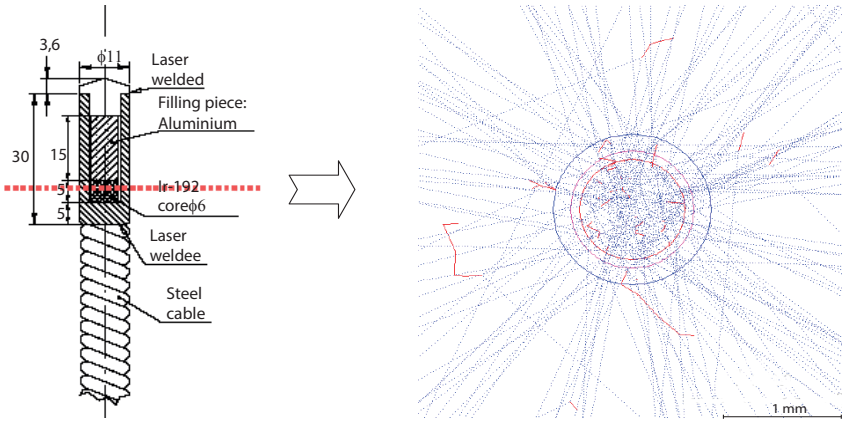


Figura 5. Izquierda: fuente PDR (Gammamed Plus). Derecha: trayectorias de los fotones (línea a trazos azul) y electrones (línea continua en rojo) en un plano transversal en el centro del volumen activo de la fuente (línea punteada en rojo) correspondientes a una simulación de dicha fuente.

2.8. Estimación de la tasa de kerma de referencia en aire

En BT, la tasa de dosis absorbida debe normalizarse al TKRA, por lo que es necesaria una estimación de la misma. Para ello se usan, principalmente, dos métodos: 1) realizando la simulación con la fuente en aire, calculando el kerma en aire a lo largo del eje transversal de la fuente y corrigiendo por atenuación y dispersión en aire; 2) simulando con la fuente en vacío y calculando el kerma en aire en una pequeña celda de aire en el punto de interés operando con la fluencia de fotones obtenida con la simulación en esa celda, las energías correspondientes y los coeficientes de absorción de energía másico (este método proporciona S_K directamente sin necesidad de realizar ningún ajuste). Se ha demostrado que ambos métodos proporcionan resultados coincidentes dentro de la incertidumbre estadística (Karaiskos y cols. 2003). Hemos de recordar en este punto que la magnitud TKRA (recomendada por la ICRU) coincide numéricamente con el "*air kerma strength*" S_K (recomendada por la AAPM) en unidades de U ($1\ U = 1\ \mu Gy\ h^{-1}\mathrm{m}^2$). En el método de evaluación del TKRA utilizando la simulación en aire, la fuente se sitúa en el centro de un volumen de 6 m x 6 m x 6 m de aire seco, almacenándose el kerma a lo largo del eje transversal de la fuente en el rango 5-150 cm con celdas de tamaño 5 mm x 5 mm.

El TKRA se define corregido por atenuación y dispersión en aire. Esto se realiza mediante dos expresiones debidas a Williamson (Williamson y Li 1995; Williamson 2000, 2002) para fuentes de alta y de baja energía, respectivamente:

$$\begin{cases} K_{aire}(y)y^2 = S_K(1+\alpha y+\beta y^2)e^{-\mu_{aire}y} & \text{(baja energía)} \\ K_{aire}(y)y^2 = S_K(1+by) & \text{(alta energía)} \end{cases} \quad (2)$$

donde S_K es el parámetro buscado. Para el caso de fuentes de baja energía como ^{125}I o ^{103}Pd, α y β describen el incremento de dispersión en el aire, y μ_{aire} describe la atenuación de los fotones primarios. En el caso de las fuentes de alta energía, *b* describe la desviación de la ley del inverso del cuadrado de la distancia debido a la atenuación de los fotones en el aire. En cada punto, se corrige la dependencia geométrica y el resultado se ajusta a la ecuación (2), obteniendo con la ordenada en el origen una buena estimación del TKRA o S_K. Como ejemplo, en la figura 6 se muestra el ajuste para una fuente de alta energía (^{192}Ir) y para una de baja energía (^{125}I).

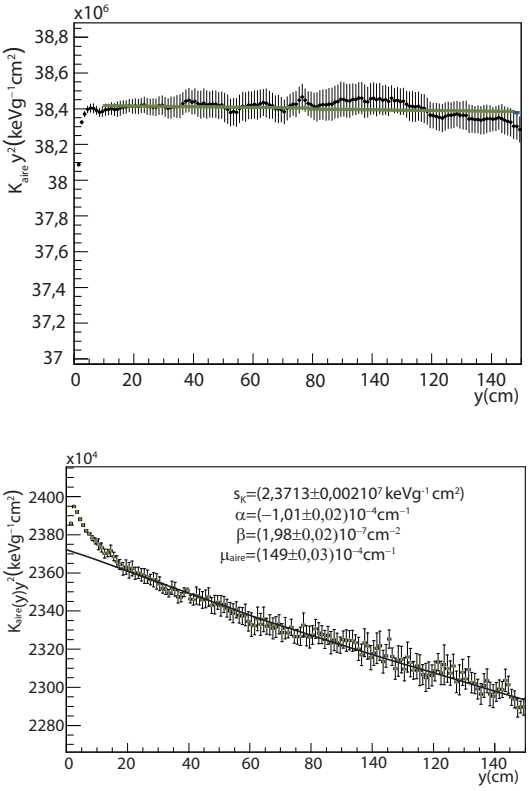


Figura 6. Ejemplo de ajuste para la obtención de S_K para una fuente de alta energía (arriba) y para una fuente de baja energía (abajo).

2.9. Tablas de tasa de dosis absorbida y formalismo TG-43U1

Mediante la normalización con la TKRA, la tasa de dosis absorbida/historia se convierte en tasa de dosis absorbida/TKRA (Figura 7), de la que se extraen las tablas de distribución de tasa de dosis absorbida y las funciones y parámetros usados en el formalismo del TG-43 U1. Dichos parámetros son fundamentales en dosimetría clínica en BT para su uso en la entrada de datos de las fuentes en el SP y la verificación de sus cálculos.

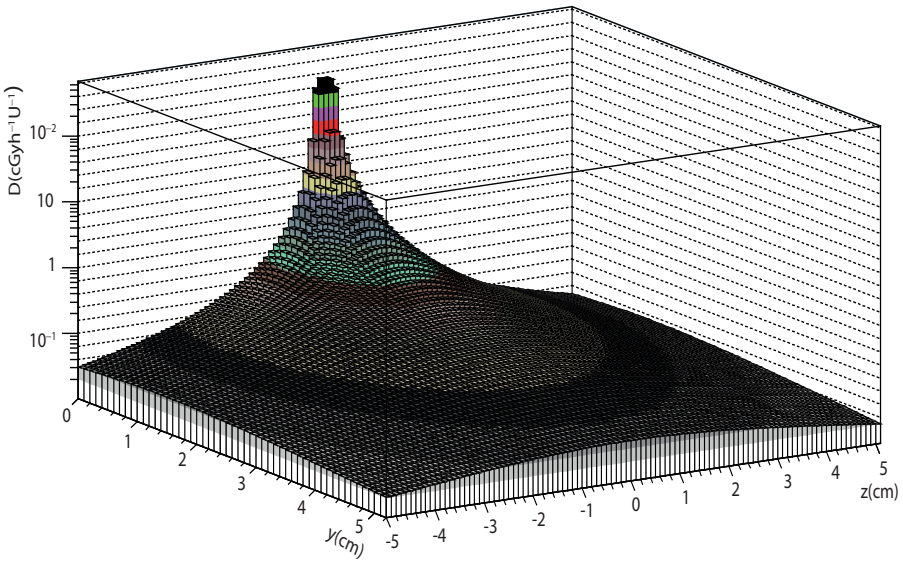


Figura 7. Ejemplo de resultado de simulación MC. Distribución de la tasa de dosis absorbida para la fuente de HDR de ^{192}Ir Ir2.A85-2 de BEBIG (Granero y cols. 2008b).

3. Dosimetría experimental frente a Monte Carlo

En este apartado vamos a comentar la compatibilidad entre los métodos de MC y las medidas (EXP) en BT. Como hemos descrito anteriormente, los dos puntos más delicados de EXP son la sensibilidad de los detectores y el error de posicionamiento. Por ello, es muy difícil en la práctica la realización de medidas a distancias menores de 1 cm de la fuente con la incertidumbre apropiada.

Por otro lado, los puntos débiles de MC que pueden afectar a su incertidumbre final son: el conocimiento de la estructura real de la fuente, las incertidumbres en las secciones eficaces, y el transporte de electrones. La mejor elección es aprovechar las ventajas de ambas modalidades MC y EXP

y combinarlas, esto es, realizar un conjunto de medidas en unas situaciones en las que las condiciones experimentales sean óptimas y con ellas verificar MC, con el que, una vez validado, pueden obtenerse tablas de la resolución apropiada para dosimetría clínica.

¿Cómo validar MC mediante EXP? Para radionucleidos de alta energía (^{137}Cs, ^{192}Ir, ^{60}Co) esto puede realizarse comparando MC con EXP de una fuente de diseño similar y del mismo radionucleido (Rivard y cols. 2004; Li y cols. 2007). Ahora bien, en el caso de baja energía (^{125}I, ^{103}Pd, ^{131}Cs) esto debe realizarse exactamente con el mismo modelo de fuente (Rivard y cols. 2004) debido a la gran dependencia de las características dosimétricas con la geometría y materiales de la fuente. La AAPM recomienda que para ^{125}I y ^{103}Pd deben realizarse, al menos, dos estudios dosimétricos independientes (MC y EXP) para cada semilla.

En el TG-43 U1 (Rivard y cols. 2004) se recomienda la verificación de los esquemas de los modelos de fuente para la simulación proporcionados por el fabricante. Esto se realiza por diversos métodos, siendo el más extendido la autorradiografía o radiografía de contacto. Otros métodos más sofisticados utilizan cámaras especiales, "*pin-hole*" (Kirov y cols. 1995), microscopio electrónico (Williamson 2002), o ingeniosos métodos como el de proyectar la radiografía como una diapositiva (Williamson 1995).

El problema en la práctica es que con la radiografía de contacto es muy difícil obtener el detalle deseado. Esto se resuelve cuando el estudio incluye EXP además de MC; entonces, si los resultados MC están de acuerdo con EXP, ello significa implícitamente que se ha considerado una geometría realista. Otro problema a destacar se presenta cuando la tolerancia en la geometría puede afectar a la dosimetría (Williamson 2002; Perera y cols. 1994; Rivard 2001); esto es bastante común en las semillas de baja energía, por lo que las distribuciones dosimétricas resultantes se obtienen para una fuente promedio.

3.1. Ejemplo de verificación experimental del cálculo Monte Carlo

Vamos a ilustrar el procedimiento con un ejemplo de la fuente de ^{137}Cs tipo CSM (Pérez-Calatayud y cols. 2005c). Las diferentes etapas en este estudio son: (i) implementación de la geometría de los modelos de fuentes CSM2 y CSM3, (ii) EXP con TLD de la fuente CSM2 en PMMA, (iii) simulación MC en las condiciones de las medidas para comparar con EXP y, finalmente, (iv) la simulación MC en agua y en aire. En la figura 8 se muestra el plano de la fuente proporcionado por el fabricante, la radiografía de contacto y la geometría implementada

en MC. En la figura 9 se incluye el diseño del maniquí con los insertos para los detectores, y su montaje.

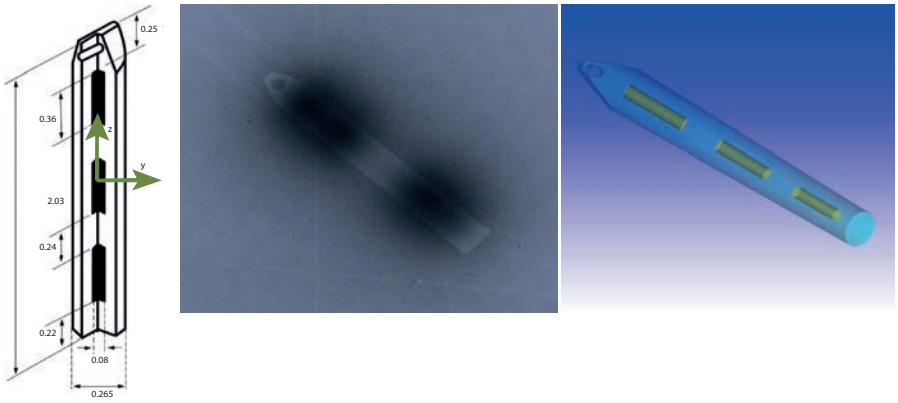


Figura 8. Plano del fabricante, radiografía de contacto y geometría implementada en MC.

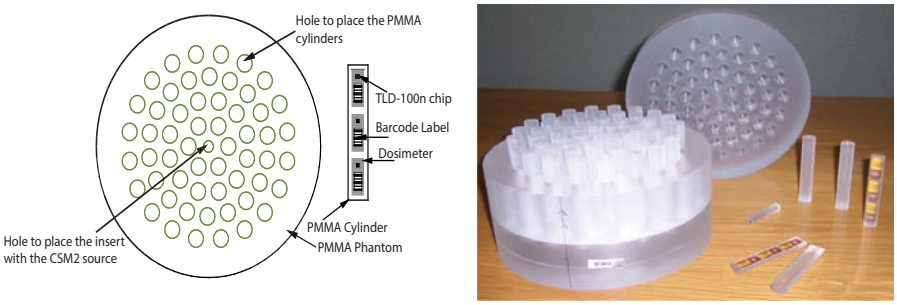


Figura 9. Diseño del maniquí e insertos para fuente y detectores.

Los detectores TLD se calibraron en un haz de ^{60}Co y el TKRA de la fuente CSM2 de ^{137}Cs se obtuvo con una cámara de pozo e inserto calibrados. Para corregir su respuesta con la energía, se obtuvo en MC el espectro en cada posición del TLD. Tras la evaluación de las correspondientes incertidumbres, se compararon las medidas TLD con el resultado de la simulación MC del maniquí de PMMA con que se realizaron las medidas, obteniendo buen acuerdo (Figura 10). Finalmente, una vez validado MC, se realizó la simulación en agua con la que se obtuvieron las tablas "*along-away*" y los parámetros del TG-43U1 necesarios para los SP en dosimetría clínica.

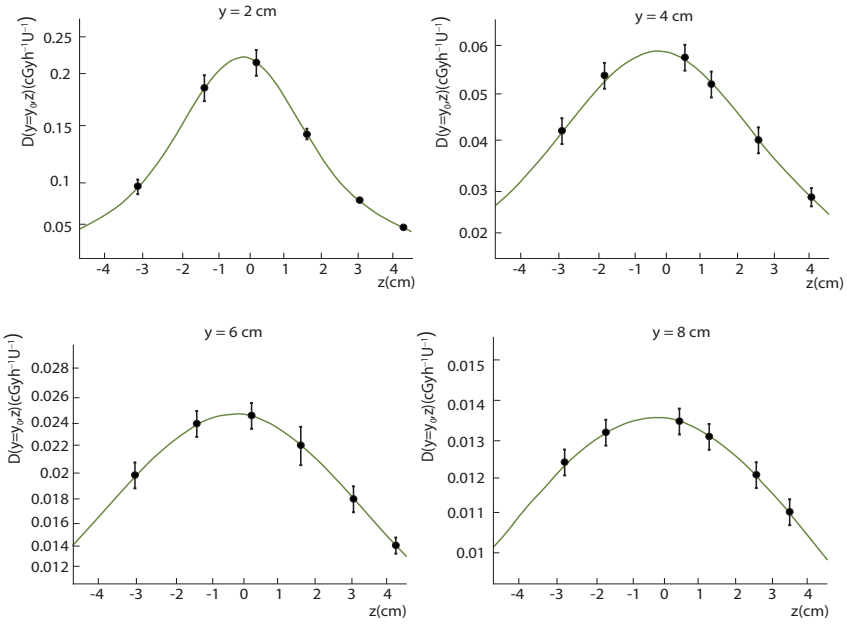


Figura 10. Resultados de las medidas TLD y su comparación con la estimación MC en las mismas condiciones experimentales para la validación del algoritmo.

3.2. Recomendaciones AAPM-ESTRO

En BT existe una amplia variedad de modelos de fuentes: ^{137}Cs (16 modelos), ^{192}Ir (19 modelos), ^{169}Yb (1 modelo), ^{60}Co (5 modelos), ^{125}I (27 modelos), ^{103}Pd (7 modelos), ^{131}Cs (1 modelo). Cada una de ellas tiene su diseño específico, lo que implica unas características dosimétricas también específicas para cada modelo de fuente. Como sabemos, lo fundamental para dosimetría clínica en BT es la tabla de distribución de tasa de dosis absorbida o el TG-43 U1. En todas las fuentes descritas estos se han obtenido con MC.

En el año 2004 la AAPM (Rivard y cols. 2004) publicó una serie de guías metodológicas para la obtención de parámetros dosimétricos en fuentes de baja energía utilizando MC o EXP. Para los estudios EXP, la AAPM indica que todos los detectores descritos son adecuados para dosimetría relativa, pero para dosimetría absoluta recomienda el uso de pequeños cristales de TLD 1 mm x 1 mm x 1 mm. Los estudios dosimétricos con TLD deben incluir las incertidumbres de tipo B (resolución espacial, corrección de la respuesta por la energía, factores de corrección del medio sólido a agua) y estadísticas o de tipo A. Respecto a MC, indica que sus resultados deben confirmarse experimentalmente, deben

incluir las incertidumbres de tipo B (incertidumbre en la geometría, movilidad interna de los componentes, tolerancias en la fabricación de fuentes, incertidumbres en las secciones eficaces, incertidumbres en el transporte de electrones y espectro energético) y las de tipo A (incertidumbre estadística).

En el citado informe de la AAPM, se incluyen recomendaciones para el uso de MC en baja energía:

- Maniquí de agua simulado: 30 cm de diámetro.
- Incertidumbre estadística igual o menor de 2% (dosis absorbida hasta 5 cm) e igual o menor de 1% $(k = 1)$ para S_K.
- Deben utilizarse librerías de secciones eficaces modernas, equivalentes a la base de datos actual NIST XCOM tales como DLC-146 o EPDL97. El uso de secciones eficaces obsoletas puede acarrear errores de 5-10% para esta baja energía (Bohm y cols. 2003)
- Se deben verificar las dimensiones y composición de la fuente proporcionadas por el fabricante. Debería cuantificarse la variación geométrica de una muestra de fuentes, así como para el caso de movilidad interna.
- Los artefactos debidos al promediado de dosis absorbida en volúmenes deben limitarse a valores iguales o inferiores a 1%.
- El cálculo de $F(r,\theta)$ requiere un almacenamiento en alta resolución en regiones de alto gradiente, como puede ser cerca de los extremos de las fuentes.
- Cuando el material activo está distribuido por la superficie interna de las fuentes (lo que ocurre en algunos modelos de fuentes) puede ser necesario simular la WAFAC (*Wide-Angle Free Air Chamber*; es la cámara utilizada en el NIST para el calibrado de fuentes de ^{125}I y ^{103}Pd) para comparar con el S_K establecido en el NIST. Esta simulación especial se requiere cuando el kerma en el ángulo de 16^0 es diferente al del eje transversal.

Tanto en el referido documento de AAPM 2004 como en un suplemento TG-43U1S1 publicado posteriormente (Rivard y cols. 2007) se establecen un conjunto de tablas con datos de consenso en baja energía para su aplicación en dosimetría clínica. Estos valores consensuados se han obtenido combinando datos EXP y MC, estudiando su compatibilidad y complementando ambos. Si las discrepancias en la comparación entran dentro de la incertidumbre, los datos aceptados como consenso son los de mayor rango radial, mayor resolución y suavidad, escogiendo normalmente los resultados MC.

En el caso de la "Constante de tasa de dosis", Λ, el valor de consenso es el promediado entre EXP y MC con igual peso. Para la "Función radial de dosis", $g(r)$, y la "Función de anisotropía", $F(r,\theta)$, los valores de consenso adoptados son directamente los de MC si están de acuerdo con EXP teniendo en cuenta el intervalo de incertidumbre.

Para realizar un trabajo similar al caso de baja energia, la AAPM, en colaboración con la ESTRO, creó un grupo de trabajo (HEBD) dedicado al estudio de fuentes con energía media mayor que 50 keV. El HEBD ha publicado (Pérez-Calatayud y cols. 2012) las recomendaciones para dosimetría EXP y por MC (similares a las del caso de baja energía) y los datos TG-43 U1 de consenso para las fuentes de ^{137}Cs, ^{192}Ir y ^{60}Co en uso clínico.

Recientemente, la AAPM y la ESTRO han publicado un informe conjunto, TG-138, (De Werd y cols. 2011) que trata en gran detalle el tema de las incertidumbres en Braquiterapia, tanto en el caso de cálculos de distribuciones de dosis absorbida en fuentes realizados con Monte Carlo, como en el caso de la dosimetria experimental.

4. Otras aplicaciones de Monte Carlo en Braquiterapia

Una de las principales aplicaciones de MC es la obtención de distribuciones de tasa de dosis absorbida en agua alrededor de la fuente, para su uso y verificación en los SP (Ballester y cols. 2010; Granero y cols. 2011). Vamos a describir brevemente otras aplicaciones.

MC se utiliza también para el estudio y diseño de aplicadores. Éste es el caso, por ejemplo, de los cilindros vaginales con blindaje variable (Lymperopoulou y cols. 2004) en los que puede evaluarse la transmisión del blindaje y la reducción de dosis absorbida debido a la reducción de la componente dispersa por el apantallamiento. También se han simulado con MC los colpostatos con blindaje vesico-rectal (Markman y cols. 2001). Para el caso de aplicadores superficiales, MC es una herramienta fundamental en su dosimetría y diseño, de los que los aplicadores Leipzig (Pérez-Calatayud y cols. 2005b) y Valencia (Granero y cols. 2008a) son un claro ejemplo.

MC también se ha utilizado para evaluar las aproximaciones en los cálculos realizados por los SP. Por ejemplo, al aplicar el principio de superposición, esto es, el no considerar el apantallamiento de unas fuentes por otras en baja tasa de dosis (LDR). Por ejemplo, hay estudios del Curietron (Granero y cols. 2004b), Selectron (Pérez-Calatayud y cols. 2004c) y aplicadores vaginales tipo *dome* (Pérez-Calatayud y cols. 2005a). También se han realizado estudios para hilos de LDR de ^{192}Ir. En ellos se proponen métodos basados en la superposición de

distribuciones de tasa de dosis absorbida obtenidas para un hilo de 0,5 cm y otro de 1 cm de longitud a fin de obtener las distribuciones de hilos de distintas longitudes bien sean estos rectos o curvos (Van der Laarse y cols. 2008). Estos métodos se hallan en proceso de incorporación en los SP.

Otro ejemplo significativo de la aplicación de MC es el caso de BT ocular con placas (Granero y cols. 2004a). Mediante MC es posible optimizar los factores correctivos utilizados por el SP.

MC también se aplica en aspectos de protección radiológica en BT, como es el caso de evaluación de niveles de dosis absorbida en la puerta de un búnker de HDR (Pérez-Calatayud y cols. 2004b) o para obtener de datos de transmisión en barreras para nuevos radionucleidos como por ejemplo ^{169}Yb, ^{144}Ce, ^{170}Tm, ^{181}W, ^{153}Gd y ^{145}Sm (Granero y cols. 2006a). MC se ha utilizado también en un estudio realizado bajo el auspicio del grupo de trabajo BRAPHYQS de la ESTRO destinado a obtener curvas de transmisión para todos los radionucleidos usados en Braquiterapia desde los de baja energía a los de alta energía usando como materiales de las barreras, plomo, hormigón, hormigón baritado, acero y cristal plomado (Papagiannis y cols. 2008).

Otra aplicación de MC es la producción de datos de entrada para los nuevos algoritmos propuestos en BT, algoritmos que permiten la corrección, sobre todo, por composición de tejido y por defecto de radiación dispersa. Estos algoritmos, (Anagnostopoulos y cols. 2003; Daskalov y cols. 2002; Hedtjarn y cols. 2002; Pantelis y cols. 2004; Rusell y Aneshjo 1996; Williamson y cols. 1993), se basan, fundamentalmente, en una parametrización de la componente primaria y dispersa, por lo que necesitan como datos base matrices de las dos componentes por separado, lo que se obtiene fácilmente con MC.

La aplicación más actual de MC es en el caso de los SP en los que se realiza un cálculo directo de MC sobre la TC del paciente. Esto es especialmente útil en baja energía, como es el caso de aplicaciones permanentes en próstata, en los que las desviaciones respecto al agua son muy importantes; por ejemplo, se ha mostrado que la presencia de calcificaciones que cubran del 1-5% de la próstata puede acarrear reducciones en el D90 de hasta el 37% (Chibani y Willianson 2005). Por esto, han surgido varias aplicaciones directas de MC en varios grupos. El grupo de Williamson (Chibani y Willianson 2005) ha conseguido realizar el cálculo en un implante de 97 semillas en un tiempo inferior al minuto, comenzando la simulación de los fotones en las paredes de la fuente a partir de espacio de fases obtenido previamente para una fuente. El grupo de Rogers (Yegin y cols. 2006) propone otro método en el que destaca que el sorteo de cada historia se replica por igual para todas las fuentes del implante. Otro grupo (Carrier y cols. 2007) aplica GEANT4. El problema de todos estos cálculos radica en el hecho de que requieren datos del volumen obtenido por

el TC por lo que no pueden utilizarse en la optimización en el proceso intraoperatorio basado en ultrasonidos.

5. Referencias

[1] AGOSTINELLI S., ALLISON J., AMAKO, K., APOSTOLAKIS J., ARAUJO H., ARCE P., ASAI M., AXEN D., BANERJEE S., BARRAND G., BEHNER F., BELLAGAMBA L., BOUDREAU J., BROGLIA L., BRUNENGO A., BURKHARDT H., CHAUVIE S., CHUMA J., CHYTRACEK R., COOPERMAN G., COSMO G., DEGTYARENKO P., DELL'ACQUA A., DEPAOLA G., DIETRICH D., ENAMI R., FELICIELLO A., FERGUSON C., FESEFELDT H., FOLGER G., FOPPIANO F., FORTI A., GARELLI S., GIANI S., GIANNITRAPANI R., GIBIN D., GÓMEZ CADENAS J. J., GONZÁLEZ I., GRACIA ABRIL G., GREENIAUS G., GREINER W., GRICHINE V., GROSSHEIM A., GUATELLI S., GUMPLINGER P., HAMATSU R., HASHIMOTO K., HASUI H., HEIKKINEN A., HOWARD A., IVANCHENKO V., JOHNSON A., JONES F. W., KALLENBACH J., KANAYA N., KAWABATA M., KAWABATA Y., KAWAGUTI M., KELNER S., KENT P., KIMURA A., KODAMA T., KOKOULIN R., KOSSOV M., KURASHIGE H., LAMANNA E., LAMPÉN T., LARA V., LEFEBURE V., LEI F., LIENDL M., LOCKMAN W., LONGO F., MAGNI S., MAIRE M., MEDERNACH E., MINAMIMOTO K., MORA DE FREITAS P., MORITA Y., MURAKAMI K., NAGAMATU M., NARTALLO R., NIEMINEN P., NISHIMURA T., OHTSUBO K., OKAMURA M., O'NEALE S., OOHATA Y., PAECH K., PERL J., PFEIFFER A., PIA M. G., RANJARD F., RYBIN A., SADILOV S., DI SALVO E., SANTIN G., SASAKI T., SAVVAS N., SAWADA Y., SCHERER S., SEI S., SIROTENKO V., SMITH D., STARKOV N., STOECKER H., SULKIMO J., TAKAHATA M., TANAKA S., TCHERNIAEV E., SAFAI TEHRANI E., TROPEANO M., TRUSCOTT P., UNO H., URBAN L., URBAN P., VERDERI M., WALKDEN A., WANDER W., WEBER H., WELLISCH J. P., WENAUS T., WILLIAMS D. C., WRIGHT D., YAMADA T., YOSHIDA H., ZSCHIESCHE D. (2003). **"**Geant – A Simulation Toolkit". Nuc. Ins. Meth. A 506. 250-303.

[2] ANAGNOSTOPOULOS G., BALTAS D., KARAISKOS P., PANTELIS E., PAPAGIANNIS P., SAKELLIOU L. (2003). "An analytical dosimetry model as a step towards accounting for inhomogeneities and bounded geometries in ^{192}Ir brachytherapy treatment planning". Phys. Med. Biol. 48. 1625-1647.

[3] BALLESTER F., HERNANDEZ C., PÉREZ-CALATAYUD J., LLISO F. (1997). "Monte Carlo calculation of dose rate distributions around Ir-192 wires". Med. Phys. 24. 1221-1228.

[4] BALLESTER F., GRANERO D., PEREZ-CALATAYUD J., CASAL E., PUCHADES V. (2004). "Monte Carlo dosimetric study of Best Industries and Alpha Omega Ir-192 brachytherapy seeds". Med. Phys. 31. 3298-3305.

[5] BALLESTER F., GRANERO D., PÉREZ-CALATAYUD J., MELHUS C. S., RIVARD M. J. (2009). "Evaluation of electronic equilibrium and electron contribution to dose near brachytherapy sources". Med. Phys. 36. 4250–4256.

[6] BALLESTER F., GRANERO D., PEREZ-CALATAYUD J., VENSELAAR J. L. M., RIVARD J. M. (2010). "Study of encapsulated ^{170}Tm sources for their potential use in brachytherapy". Med. Phys. 37. 1629-1637.

[7] BOHM T. D., DELUCA P. M., DEWERD L. A. (2003) "Brachytherapy dosimetry of ^{125}I and ^{103}Pd sources using an updated cross section library for the MCNP Monte Carlo transport code". Med. Phys. 30. 701-711.

[8] BRUN R., BRUYANT F., MARIE M., MCPHERSON A. C., ZANARINI P. (1987). GEANT3, CERN DD/EE/84-1.

[9] CARRIER J. F., D'AMOURS M., VERHAEGEN F., RENIERS B., MARTIN A. G., VIGNEAULT E., BEAULIEU L. (2007). "Postimplant dosimetry using a Monte Carlo dose calculation engine: A new clinical standard". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 68. 1190-1198.

[10] CHIBANI O., WILLIAMSON J. F. (2005). "MCPI: A sub-minute Monte Carlo dose calculation engine for prostate implants". Med. Phys. 32. 3688-3698.

[11] DASKALOV G. M., BAKER R. S., ROGERS D. W. O., WILLIAMSON J. F. (2002). "Multigroup discrete ordinates modeling of ^{125}I 6702 seed dose distributions using a broad energy-group cross section representation". Med. Phys. 29. 113-124.

[12] DE WERD L. A., IBBOT G. S., MEIGOONI A. S., MITCH M. G., RIVARD M. J. STUMP K. E., THOMADSEN B. R., VENSELAAR J. L. M. (2011). "A dosimetric uncertainty analysis for photon-emitting brachytherapy sources: Report of AAPM Task Group No. 138 and GEC-ESTRO". Med. Phys. 38. 782-801.

[13] GRANERO D., PÉREZ-CALATAYUD J., BALLESTER F., CASAL E., DE FRUTOS J. M. (2004a). "Dosimetric study of the 15 mm ROPES eye plaque". Med. Phys. 31. 3330-3336.

[14] GRANERO D., PUCHADES V., PÉREZ-CALATAYUD J., BALLESTER F., CASAL E. (2004b). "Cálculo por Monte Carlo de la distribución de la tasa de dosis alrededor de la fuente de Cs-137 CSM1". Revista de Física Médica 5. 32-37.

[15] GRANERO D., PÉREZ-CALATAYUD J., BALLESTER F., BOS A., VENSELAAR J. (2006a). "Broad-beam transmission data of new brachytherapy sources, Tm-170 and Yb-169". Radiation Protection Dosimetry. 118. 11-15.

[16] GRANERO D., PÉREZ-CALATAYUD J., CASAL E., BALLESTER F., VENSELAAR J. (2006b). "A dosimetric study on the Ir-192 HDR Flexisource". Med. Phys. 33. 4578-4582.

[17] GRANERO D., PÉREZ-CALATAYUD J., BALLESTER F. (2007). "Technical note: Dosimetric study of a new Co-60 source used in brachytherapy". Med. Phys. 34. 3485-3488.

[18] GRANERO D., PÉREZ-CALATAYUD J., GIMENO. J, BALLESTER F., CASAL E., CRISPIN V., VAN DER LAARSE R. (2008a). "Design and evaluation of a HDR skin applicator with flattening filter". Med. Phys. 35. 495-503.

[19] GRANERO D., PÉREZ-CALATAYUD J., BALLESTER F. (2008b). "Monte Carlo study of the dose rate distributions for the Ir2.A85-2 and Ir2.A85-1 Ir-192 afterloading sources". Med. Phys. 35. 1280-1287.

[20] GRANERO D., PÉREZ-CALATAYUD J., PUJADES-CLAUMARCHIRANT Mª DEL C., BALLESTER F., MELHUS C. S., RIVARD M. J. (2008c). "Equivalent phantom sizes and shapes for brachytherapy dosimetric studies of ^{192}Ir and ^{137}Cs". Med. Phys. 35. 4872-4877.

[21] GRANERO D., VIJANDE J., BALLESTER F., RIVARD M. J. (2011). "Dosimetry revisited for the HDR ^{192}Ir brachytherapy source model mHDR-v2". Med. Phys. 38. 487-494.

[22] HEDTJARN H., CARLSSON G. A., WILLIAMSON J. F. (2002). "Accelerated Monte Carlo based dose calculations for brachytherapy planning using correlated sampling". Phys. Med. Biol. 47. 351-376.

[23] KARAISKOS P., ANGELOPOULOS A., PANTELIS E., PAPAGIANNIS P., SAKELLIOU L., KOUWENHOVEN E., BALTAS D. (2003). "Monte Carlo dosimetry of a ^{192}Ir pulsed dose rate brachytherapy source". Med. Phys. 30. 9-16.

[24] KIROV A.S., MEIGOONI A.S., ZHU Y., VALICENTI R. K., WILLIAMSON J. F. (1995). "Quantitative verification of ^{192}Ir PDR and HDR source structure by pin-hole autoradiography". Med. Phys. 22. 1753-1757.

[25] LI Z., DAS R. K., DEWERD L., IBBOT G. S., MEIGOONI A. S., PÉREZ-CALATAYUD J., RIVARD M. J., SLOBODA R. S., WILLIAMSON J. F. (2007). "Dosimetric prerequisites for routine clinical use of photon emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV". Med. Phys. 34. 37-40.

[26] LYMPEROPOULOU G., PANTELIS E., PAPAGIANNIS P., ROZAKI-MAVROULI H., SAKELLIOU L., BALTAS D., KARAISKOS P. (2004). "A Monte Carlo dosimetry study of vaginal ^{192}Ir brachytherapy applications with a shielded cylindrical applicator set". Med. Phys. 31. 3080-3086.

[27] MARKMAN J., WILLIAMSON J. F., DEMPSEY J. F. LOW D. A. (2001). "On the validity of the superposition principle in dose calculations for intracavitary implants with shielding vaginal colpostats". Med. Phys. 28. 147-155.

[28] MELHUS C. S., RIVARD M. J. (2006). "Approaches to calculating AAPM TG-43 brachytherapy dosimetry parameters for ^{137}Cs, ^{125}I, ^{192}Ir, ^{103}Pd, and ^{169}Yb sources". Med. Phys. 33. 1729-1737.

[29] PANTELIS E., PAPAGIANNIS P., ANAGNOSTOPOULOS G., BALTAS D., KARAISKOS P., SANDILOS P., SAKELLIOU L. (2004). "Evaluation of a TG-43 compliant analytical dosimetry model in clinical ^{192}Ir HDR brachytherapy treatment planning and assessment of the significance of source position and catheter reconstruction uncertainties". Phys. Med. Biol. 49. 55-67.

[30] PAPAGIANNIS P., BALTAS D., GRANERO D., PÉREZ-CALATAYUD J., GIMENO J., BALLESTER F., VENSELAAR J. L. M. (2008). "Equivalent transmission data for radionuclides and materials relevant to brachytherapy facility shielding". Med. Phys. 35. 4898-4906.

[31] PERERA H., WILLIAMSON J., LI Z., MISHRA V., MEIGOONI A. (1994). "Dosimetric characteristics, air-kerma strength calibration and verification of the Monte Carlo simulation for a new Yterbium-169 brachytherapy source". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 28. 953-971.

[32] PÉREZ-CALATAYUD J., GRANERO D., BALLESTER F. (2004a). "Phantom size in brachytherapy source dosimetric studies". Med. Phys. 31. 2075-2081.

[33] PÉREZ-CALATAYUD J., GRANERO D., BALLESTER F., CASAL E., CRISPIN V., PUCHADES V., LEÓN A., VERDÚ G. (2004b). "Monte Carlo evaluation of kerma in an HDR brachytherapy bunker". Phys. Med. Biol. 49. N389-N396.

[34] PÉREZ-CALATAYUD J., BALLESTER F., DAS R. K., DEWERD L. A., IBBOT G. S., MEIGOONI A. S., OUHIB Z., RIVARD M. J., SLOBODA R. S., WILLIAMSON J. F. (2012). "Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Full Report of the AAPM and ESTRO". Report #229: Disponible online http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_229.PDF

[35] PÉREZ-CALATAYUD J., GRANERO D., BALLESTER F., PUCHADES V., CASAL E. (2004c). "Monte Carlo dosimetric characterization of the Cs-137 selectron/LDR source: Evaluation of applicator attenuation and superposition approximation effect". Med. Phys. 31. 493-499.

[36] PÉREZ-CALATAYUD J., GRANERO D., BALLESTER F., LLISO F. (2005a). "A Monte Carlo study of intersource effects in dome-type applicators loaded with LDR Cs-137 sources". Radiotherapy & Oncology. 77. 216-219.

[37] PÉREZ-CALATAYUD J., GRANERO D., BALLESTER F., PUCHADES V., CASAL E., SORIANO A., CRISPÍN V. (2005b). "A dosimetric study of Leipzig applicators". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 62. 579-584.

[38] PÉREZ-CALATAYUD J., GRANERO D., CASAL E., BALLESTER F., PUCHADES V. (2005c). "Monte Carlo and experimental derivation of TG43 dosimetric parameters for CSM-type Cs-137 sources". Med. Phys. 32. 28-36.

[39] PÉREZ-CALATAYUD J., BALLESTER F., DAS R. K., DEWERD L. A., IBBOT G. S., MEIGOONI A. S., OUHIB Z., RIVARD M. J., SLOBODA R. S., WILLIAMSON J. F. (2012). "Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Report of the AAPM and ESTRO". Med. Phys. 39. 2904-2929

[40] RIVARD M. J. (2001). "Monte Carlo calculations of AAPM Task Group Report No. 43 dosimetry parameters for the MED3631-A/M ^{125}I source". Med. Phys. 28. 629-637.

[41] RIVARD M. J., COURSEY B. M., DEWERD L. A., HANSON W. F., HUQ M. S., IBBOT G. S., MITCH M. G., NATH R., WILLIAMSON J. F. (2004). "Update of the AAPM Task Group No 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations". Med. Phys. 31. 633-674.

[42] RIVARD M. J., BUTLER W. M, DEWERD L. A., HUQ M. S., IBBOTT G. S., MEIGOONI A. S., MELHUS C. S., MITCH M. G., NATH R., WILLIAMSON J. F. (2007). "Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report". Med. Phys. 34. 2187-2205.

[43] RIVARD J., GRANERO D., PÉREZ-CALATAYUD J., BALLESTER F. (2010). "Influence of photon energy spectra from brachytherapy sources on Monte Carlo simulations of kerma and dose rates in water and air". Med. Phys. 37. 869-876.

[44] RUSSELL K., ANESHJO A. (1996). "Dose calculation in brachytherapy for a ^{192}Ir source using primary and scatter dose separation technique". Phys. Med Biol. 41. 1007-1024.

[45] VAN DER LAARSE R., GRANERO D., PÉREZ-CALATAYUD J., MEIGOONI A. S., BALLESTER F. (2008). "Dosimetric characterization of Ir-192 LDR elongated sources". Med. Phys. 35 1154-1161.

[46] WILLIAMSON J. F. (1987). "Monte Carlo evaluation of kerma at a point for photon transport problems". Med. Phys. 14. 567-576.

[47] WILLIAMSON J. F., PERERA H., LI Z., LUTZ W. R. (1993). "Comparison of calculated and measured heterogeneity correction factors for ^{125}I, ^{137}Cs, and ^{192}Ir brachytherapy sources near localized heterogeneities". Med. Phys. 20. 209-222.

[48] WILLIAMSON J., LI Z. (1995). "Monte Carlo aided dosimetry of the microSelectron pulsed and high dose-rate ^{192}Ir sources". Med. Phys. 22. 809-819.

[49] WILLIAMSON J. F. (2000). "Monte Carlo modelling of the transverse-axis dose of the Model 200 ^{103}Pd interstitial brachytherapy source". Med. Phys. 27. 643-654.

[50] WILLIAMSON J. F. (2002). "Dosimetric characteristics of the DRAXIMAGE model LS I-125 interstitial brachytherapy source design: A Monte Carlo investigation". Med. Phys. 29. 509-521.

[51] WILLIAMSON J. F. (2005). "Brachytherapy physics. Second edition". Joint AAPM/ABS Summer School. Thomadsen B., Rivard M.I., Butler W. (Eds), July 22-25. Seattle University, Seattle, WA.

[52] YEGIN G., TAYLOR R., ROGERS D. (2006). "BrachyDose: A New Fast Monte Carlo Code for Brachytherapy Calculations". Med. Phys. 33. 2074.

Tema 5:
Sistemas de planificación I: reconstrucción, cálculo y limitaciones

José Pérez-Calatayud

Sistemas de planificación I: reconstrucción, cálculo y limitaciones

José Pérez-Calatayud
Unidad de Radiofísica. Servicio de Radioterapia
Hospital La Fe. Valencia
Sección de Radiofísica
Hospital Clínica Benidorm (Alicante)
perez_jos@gva.es

1. Introducción

La dosimetría en Braquiterapia (BT) no ha seguido un desarrollo paralelo al de la Radioterapia externa; algunos de los posibles obstáculos al mismo podrían haber sido (Williamson 1988):

- El alto gradiente de dosis absorbida existente en BT que dificulta su especificación tanto en el volumen a tratar como en los órganos sanos circundantes.
- Históricamente, la no existencia de imágenes anatómicas completas como el TAC; así, la BT se ha basado casi exclusivamente en el cálculo de dosis absorbida en un conjunto de puntos protocolarizados obtenidos radiográficamente, en vez de en una dosis absorbida volumétrica y real.
- La ausencia de un sistema de posicionado de precisión de los aplicadores, definido previamente al tratamiento.
- La no existencia de algoritmos de cálculo que tengan en cuenta, de manera exacta, las heterogeneidades tisulares y los blindajes complejos de ciertos aplicadores.
- El hecho de que las dosis absorbidas asignadas al control y complicaciones se han basado en un conjunto amplio de datos clínicos retrospectivos donde las técnicas de implantación, aplicadores y métodos de cálculo se han mantenido durante años. Por tanto, cualquier cambio implica la evaluación de su repercusión en las dosis absorbidas prescritas.

Con la incorporación de los sistemas de "Alta Tasa" (HDR) y "Tasa Pulsada" (PDR), así como las posibilidades de optimización tanto dosimétrica como biológica, la disponibilidad de imágenes anatómicas tridimensionales (TAC, RMN, PET, US), y el desarrollo de nuevos algoritmos de cálculo, ha aumentado el interés por la dosimetría en BT, habiéndose incorporado avances en los puntos previamente comentados. Sin embargo, como veremos, esas mejoras no están al mismo nivel ni mucho menos que en Radioterapia externa.

El cálculo realizado en la mayoría de los Sistemas de Planificación (SP) se basa en interpolaciones sobre tablas de tasa de dosis absorbida en agua (DRT) para cada modelo de fuente. Una vez que fuentes y puntos se han reconstruido espacialmente, la dosis absorbida en cada punto se obtiene refiriendo sus coordenadas respecto a la fuente, a las coordenadas de la tabla de dosis absorbida almacenada. Este procedimiento se justifica, dado que existe simetría cilíndrica, no se tiene en cuenta el efecto interfuentes y todo el medio se supone ilimitado de agua.

2. Limitaciones en el cálculo de los Sistemas de Planificación

Por los motivos comentados en el apartado precedente, la mayoría de los SP actuales se basan en aproximaciones e incluyen limitaciones significativas que vamos a comentar brevemente.

La primera de ellas es el no contemplar en el cálculo los factores modificadores de la dosis absorbida debidos a heterogeneidades tisulares. Tradicionalmente, los tejidos sobre los que se ha aplicado la BT tenían un comportamiento similar para las energías relativamente altas utilizadas. Actualmente la BT intersticial puede aplicarse en regiones donde la heterogeneidad tisular es considerable, por ejemplo en implantes próximos a estructuras óseas y pulmonares. Añadido a esto, se utilizan radionucleidos de menor energía ^{125}I, ^{103}Pd y ^{131}Cs, lo que incrementa el efecto dosimétrico de la heterogeneidad debido al aumento de probabilidad del efecto fotoeléctrico, que depende fuertemente del número atómico. En un implante típico de ^{125}I en pulmón se obtienen variaciones del 9-20% cuando se tiene en cuenta el tejido pulmonar en el cálculo, frente al cálculo supuesto agua (Prasad y Bassano 1985). En HDR-PDR, la situación más crítica será en los tratamientos broncopulmonares, aunque en esos casos, dado que la pauta de dosis absorbida se realiza a una distancia fija del catéter de la fuente, el efecto y tolerancias de la dosis absorbida se correlaciona manteniendo esa metodología de cálculo, aunque en ciertos casos se muestran desviaciones significativas en las dosis absorbidas a los órganos críticos (Agnostopoulos y cols. 2004) pero no en el vo-

lumen de tratamiento. Donde sí es importante la variación es en baja energía; es el caso de ^{125}I, ^{103}Pd y ^{131}Cs. Se muestra (Chibani y Williamson 2005) que la presencia de calcificaciones en la próstata que cubran 1%-5% de su volumen acarrean hasta un 37% de disminución en el D_{90}, que como se verá en el tema correspondiente, tiene una gran trascendencia.

En los cálculos de la mayoría de los SP se supone un medio homogéneo e ilimitado, por lo que siempre existen condiciones de dispersión completa. Esta suposición puede ser crítica en determinados casos dependiendo de la energía del radionucleido. Según muestra Serago (Serago y cols. 1991) se alcanzan disminuciones del orden del 8% en la zona limitante con aire en el caso de ^{192}Ir. También es el caso de la reducción de la radiación dispersa debido al apantallamiento de cierto volumen de tejido por blindajes, como muestra Waterman y Holcomb (Waterman y Holcomb 1994) con los aplicadores vaginales con blindaje a distintos ángulos para ^{192}Ir; uno de los SP (Abacus 1998) tiene incorporada esta corrección en concreto. En el caso de la mama con HDR-PDR, la reducción en la interfase con medios de baja densidad, es del 5%-10% (Pantelis y cols. 2004). Para el caso más extremo de implantes superficiales Raina (Raina y cols. 2005) muestra diferencias de hasta el 13% en el tejido más superficial. En un trabajo (Pérez-Calatayud y cols. 2004b), se realiza un estudio sobre la influencia del tamaño del maniquí, y por tanto el defecto de radiación dispersa, en la distribución de dosis absorbida. Una completa descripción de esta aspecto se muestra en un documento reciente de recomendaciones para la dosimetría en alta energía (Pérez-Calatayud y cols. 2012).

Los SP no consideran la dosis absorbida debida al tránsito de la fuente pues aunque es despreciable en LDR no lo es en HDR-PDR, donde existe una contribución de dosis absorbida a tener en cuenta debida al tránsito de la ida y vuelta al alojamiento así como entre las posiciones de tratamiento. Esta dosis absorbida de tránsito dependerá de la velocidad de desplazamiento de la fuente, de la geometría del implante, de la actividad de la fuente y de la dosis absorbida prescrita. La velocidad de tránsito entre posiciones programadas es mayor cuánto más distantes son éstas (García y cols. 2001; Bastin y cols. 1993). Aunque están apareciendo en la literatura distintos algoritmos para tenerla en cuenta, ésta no se contempla en los SP actuales, debiendo ser evaluada (Pérez-Calatayud y cols. 2000a). Por ejemplo, en una aplicación endobronquial típica en cuatro fracciones, la dosis absorbida en la faringe posterior y tráquea alcanza 60 cGy (Bastin y cols. 1993). Igualmente, una aplicación rectal/prostática con 18 vectores también en cuatro fracciones, el tejido subcutáneo en el centro del implante alcanza 70 cGy (Bastin y cols. 1993).

Los SP actuales no tienen en cuenta el efecto de las otras fuentes en la distribución de dosis absorbida de una fuente dada, ya que los SP suponen y

aplican el principio de superposición. Lógicamente esto sucede en los implantes con más de una fuente que se dan en LDR. Este efecto de apantallamiento entre las fuentes varía mucho con cada situación concreta; por ejemplo, se ha documentado que, en casos de implantes típicos de gran número de semillas de ^{125}I, este efecto se traduce en reducciones del 6% de la dosis absorbida periférica (Nath y cols. 1997). Chibani y Williamson (Chibani y Williamson 2005) muestran una reducción del 2%-5% en el D_{90}, debido a este efecto, en implantes de ^{125}I y ^{103}Pd en próstata. Mediante cálculos con Monte Carlo, se han documentado reducciones de más del 10-15% en la parte extrema de trenes de fuentes del Curietron junto con un incremento de dosis absorbida en la zona próxima a los separadores inactivos (Granero y cols. 2004) así como reducciones del 15-20% en los extremos de trenes de fuentes del Selectron (Pérez-Calatayud y cols. 2004a).

La mayoría de SP no contemplan correcciones dosimétricas debidas a los aplicadores metálicos. Estos afectan dosimétricamente en dos aspectos: por una parte, está el hecho de que su estructura metálica rodee homogéneamente a la fuente; por otro lado, están los blindajes de protección de geometrías especiales. El primer problema se puede resolver reduciendo la "Tasa de Kerma de Referencia en Aire" (TKRA) de la fuente en un factor de atenuación que puede obtenerse experimentalmente; éste sería el caso de vectores metálicos rectos o de sondas metálicas vaginales y uterinas. En el caso de los blindajes de protección, como son los existentes en los colpostatos tipo Fletcher (FSD) (Fletcher 1980) o en los aplicadores vaginales blindados, el efecto es más complejo y su corrección no se ha implementado sistemáticamente en los SP comerciales. En LDR con ^{137}Cs, la única corrección que se realiza en la práctica para los FSD es modificar la contribución de dosis absorbida a los puntos vesicales y rectales procedentes de las cargas en los colpostatos por un factor de atenuación promedio. Varios investigadores han obtenido, con distintos detectores y métodos, la dosis absorbida alrededor de estos aplicadores; se llega a reducciones entre 25%-50% de la dosis absorbida procedente de las fuentes de ^{137}Cs en los colpostatos (Williamson 1990), con atenuaciones medias vesical y rectal de 15%-20% para los "minis" y de 20%-25% para los complementados de 2 cm de diámetro o mayores (Ling y cols.1984). En el caso de HDR existen SP que contemplan correcciones para los aplicadores con protecciones vesicorectales. Uno de ellos (Plato 2001) incluye una aproximación a esta corrección (Meertens y Van der Laarse 1985; Verellen 1994), que consiste en cálculos unidimensionales considerando el espesor atravesado por los fotones desde la fuente al punto de interés, utilizando correcciones exponenciales con factores de transmisión efectivos ajustados a partir de medidas experimentales; es una aproximación unidimensional de este problema intrínsecamente tridimensional. Otro SP (Abacus 1998) realiza una corrección teniendo en cuenta las

posiciones de fuente y punto, a partir de una tabla de correcciones obtenida experimentalmente. En el SP Plato de HDR-PDR se considera el cálculo con corrección exponencial unidimensional para los nuevos colpostatos blindados de Fletcher-Williamson, con material de alta densidad (densimet-17) en el blindaje, que conducen a factores de transmisión muy bajos (0,53).

La diversidad en la consideración de los blindajes en los diferentes hospitales es muy amplia, los hay que usan aplicadores sin blindaje, otros usan los blindados pero no los tienen en cuenta en el cálculo, otros usan los blindados y usan factores de reducción promedio para vejiga y recto. Con todo esto, es evidente que la influencia en la dosis absorbida informada es importante.

La gran ventaja en este punto es que la BT ginecológica ya requiere, y en pocos años va a ser indispensable, el uso de imágenes RMN, lo que prohíbe los tradicionales blindajes.

En la dosimetría clínica de BT se debe ser consciente de estas limitaciones. Además, cualquier cambio en la metodología de cálculo debe considerarse conjuntamente con el oncólogo radioterápico por su posible trascendencia en la asociación dosis absorbida con efecto producido, según la experiencia retrospectiva adquirida.

Nuevos algoritmos para BT están siendo estudiados por diferentes grupos para tener en cuenta las heterogeneidades tisulares así como los blindajes, algoritmos que se basan en precálculos realizados con Monte Carlo siendo la principal dificultad el que resulten rápidos y eficientes según se requiere en la dosimetría clínica práctica. Lógicamente estos nuevos métodos se apoyan en adquisiciones completas de anatomía por TAC. Ejemplos de ellos (Williamson 1996; Karaiskos y cols. 2000) son los que utilizan el algoritmo de Sievert (Williamson 1988) aplicado sólo a la componente primaria, considerando la componente dispersa como isotrópica. Otros (Russell y Aneshjo 1996), obtienen funciones parametrizadas de las componentes primaria y dispersa. Algunos autores (Kirov y Williamson 1997; Daskalov y cols. 1998) utilizan diferentes técnicas de integración para la dispersa por medio de razones dispersa-primaria, o algoritmos "*collapse cone*" para la dispersa (Carlsson y Aneshjo 2000). Algunos autores (Pantelis y cols. 2004), proponen un método de corrección sobre el segmento recto entre fuente y punto de cálculo. Una revisión completa de estos algoritmos se encuentra en el trabajo de Rivard (Rivard y cols. 2009). Estos algoritmos no están disponibles en los SP comerciales actuales, salvo en uno. En uno de los SP ya esta disponible un algoritmo basado en la resolución determinista de la ecuación de transporte de Bolzman, para un modelo concreto de fuente de HDR ^{192}Ir (Zourari y cols. 2010).

A destacar la reciente aparición de sistemas que aplican Monte Carlo directamente en implantes, por ejemplo, Chibani y Williamson (Chibani y Williamson 2005), trabajos que se describen en el tema 4; son procedimientos en los que se realizan diversas simplificaciones en la aplicación del código llegando a tiempos de cálculo compatibles con la clínica práctica.

3. Estructura de los Sistemas de Planificación

La mayoría de los SP calculan la dosis absorbida en los distintos puntos del espacio, partiendo de matrices de tasa de dosis absorbida en agua en un hemiplano, para las fuentes ya calculadas y archivadas. Estas matrices base representan el cálculo en todo el volumen, ya que existe simetría cilíndrica y se supone todo el medio agua y no se tiene en cuenta las perturbaciones entre fuentes. El cálculo de la dosis absorbida en un punto dado se realiza por interpolación en estos datos base, justificándose este procedimiento por la rapidez en el cálculo.

Dependiendo del SP específico, estas matrices base son más o menos accesibles, desde SP que ni la muestran hasta los que permiten al usuario editarla e introducirla. Como se pondrá de manifiesto posteriormente, es deseable que esta matriz sea totalmente accesible para que el usuario pueda introducir los valores más actuales y adecuados, evitando así las limitaciones de los algoritmos proporcionados por algunos SP. Las últimas versiones y sistemas van en esta línea, sobre todo para fuentes de BT intersticial, incluso adaptándose al nuevo formalismo del TG43 (Nath y cols. 1995).

La estructura de la mayoría de los SP utilizados en BT se puede dividir en dos partes: por un lado, se encuentra la matriz base con las utilidades, opcionales o no, para generar la misma; por otro, el cálculo para implantes concretos de las dosis absorbidas en cualquier punto del espacio debidas a un conjunto de estas fuentes, colocadas de una forma determinada. Como veremos, lo recomendado es la introducción de la matriz, externamente de la literatura, en vez de generarla por la utilidad del SP.

En el caso de la generación de las matrices base de dosis absorbida, los SP utilizan distintos algoritmos que comentaremos posteriormente. Así, el usuario introduce las características geométricas y físicas de sus fuentes y un conjunto de parámetros-funciones necesarios para el cálculo. De la fuente se toman sus longitudes y diámetros activos y totales. Además, se indican los coeficientes de autoabsorción y filtración, función de atenuación y dispersión en tejido, y razón de coeficientes de absorción de energía másicos. Calculada la matriz base, se almacenan estos valores normalizados a la TKRA unidad de la fuente. Como quiera que los datos de esta matriz se interpolaran linealmente para el cálculo

de la dosis absorbida en una condición particular, se suele eliminar de estos valores su dependencia con la distancia, operando con los factores geométricos de forma que el error en la interpolación sea mínimo. Dada la simetría cilíndrica, esta matriz se reduce a un hemiplano de la fuente, quedando, en el caso de simetría entre extremos, en un cuadrante.

Los factores geométricos normalmente utilizados son el de geometría puntual,

$$G_P(r) = \frac{1}{r^2} \tag{1}$$

y el de geometría lineal:

$$G_L(r,\theta) = \frac{\theta_2 - \theta_1}{Lr\sin\theta} \tag{2}$$

siendo $\theta_2 - \theta_1$ el ángulo subtendido por la fuente desde el punto, L la longitud activa de la fuente y (r,θ) las coordenadas polares del punto respecto a la fuente, cuyo origen de radios es su centro y el de ángulos es su eje longitudinal (Figura 1).

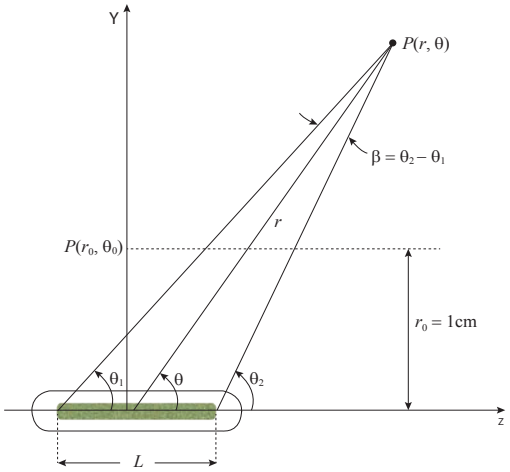


Figura 1. Sistema de referencia y definición de las coordenadas radiales y rectangulares respecto a la fuente.

Debe tenerse una precaución especial en los casos que no se quita la dependencia geométrica en el SP, lo que debe considerarse en el espaciado de puntos de la matriz generada o a introducir.

Para el cálculo de la dosis absorbida se realiza primero la reconstrucción de la geometría del implante que, dependiendo del SP en concreto, puede obtenerse por varios métodos que comentaremos posteriormente.

Para el cálculo de la dosis absorbida en un punto, se suman las contribuciones de las distintas fuentes (LDR) o posiciones y tiempos (HDR-PDR). El cálculo de la dosis absorbida de cada fuente en un punto se realiza refiriendo las coordenadas del punto y de la fuente al sistema de coordenadas de la matriz base de tasa de dosis absorbida, mediante la utilización del producto escalar del vector definido desde el centro de la fuente al punto en cuestión y el vector definido a lo largo de la fuente. Posteriormente, se realiza la interpolación lineal en la matriz base, se opera con el factor geométrico del punto en concreto y se multiplica por la TKRA declarada de la fuente.

En el caso de PDR y HDR los SP disponen de utilidades completas de optimización para posiciones y tiempos de la fuente.

En el caso de fuentes en implantes permanentes, la dosis absorbida total se obtiene operando la tasa de dosis absorbida inicial mediante:

$$D(r,\theta) = \dot{D}(r,\theta)\frac{T_{1/2}}{\ln 2} \tag{3}$$

4. Algoritmos de generación

La mayoría de SP actuales permiten el uso de una tabla de dosis absorbida para cada fuente introducida externamente para garantizar que los valores de la misma son los más recientes y aceptados. No obstante, todavía existen en los hospitales SP más antiguos que generan dicha tabla mediante una utilidad incluida en el SP. Lo habitual en un SP es que la utilidad para generar la dosis absorbida alrededor de una fuente sea un algoritmo generalizado derivado del de Sievert (Sievert 1921; Williamson 1988). Fundamentalmente, consiste (Figura 2) en la descomposición de la zona activa de la fuente cilíndrica en fuentes elementales que se tratan como puntuales. En una versión del mismo, adaptada por Cassell (Cassell 1983) utilizando el formalismo basado en TKRA, $\dot{K}_R$, la dosis absorbida en agua en un punto P, expresado en cGy h^{-1}, se obtiene mediante la expresión:

$$\dot{D}(\mathbf{r}) = \left[\dot{K}_R \overline{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)}_{aire}^{agua}\right] e^{(\mu_s e_s + \mu_f e_f)} \frac{1}{N}\sum_{j=1}^{N} e^{(-\mu_s r_{sj} - \mu_f r_{fj})} \frac{\varphi(r_{tj})}{r_j^2} \tag{4}$$

donde $\overline{\left[\frac{\mu_{en}}{\rho}\right]}_{aire}^{agua}$ es la razón de coeficientes de absorción de energía másicos promediados sobre los espectros existentes en agua y aire; $\dot{K}_R$ es la TKRA expresada en μGy h^{-1} a 1 m; e_s y e_f son el radio interno de la fuente y el espesor de filtro, respectivamente; N es el número de fuentes elementales o casillas en las que se ha dividido el volumen activo de la fuente; μ_s y μ_f son los coeficientes lineales de autoabsorción y atenuación del filtro, respectivamente; r_j es la distancia entre el punto emisor j y el punto de cálculo P; r_{sj} y r_{fj} son las distancias para ese rayo que interceptan el volumen activo y el filtro respectivamente; r_{tj} es la distancia de ese rayo que intercepta tejido y es sobre la que actúa la función que tiene en cuenta la corrección por atenuación y dispersión en tejido $\varphi(r)$, cumpliéndose que:

$$r_j = r_{sj} + r_{fj} + r_{tj} \tag{5}$$

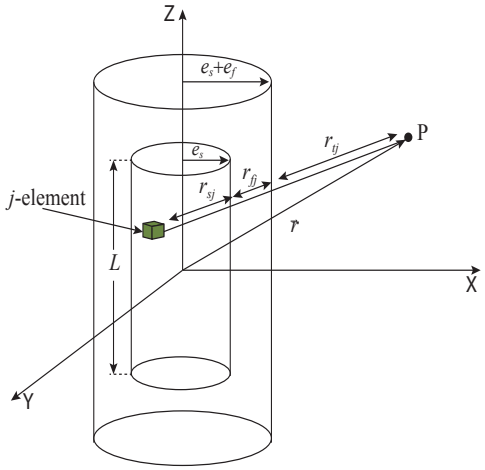


Figura 2. Esquema de la geometría en el modelo generalizado de Williamson.

En la expresión del cálculo se observa el reparto de $\dot{K}_R$ entre los N emisores corrigiendo con el término exponencial para tener en cuenta la absorción de la fuente y filtro en la medida de $\dot{K}_R$, supuesta la geometría puntual, que está justificada por la geometría de calibración de la fuente.

Para $\overline{\left[\frac{\mu_{en}}{\rho}\right]}_{aire}^{agua}$ los valores típicos (Wyckoff 1983) están en el rango 1,10-1,11 para ^{137}Cs e ^{192}Ir y 1,01 para ^{125}I. Como función de atenuación y dispersión en

el tejido se utilizan varios modelos. Uno de ellos es la función de Van Kleffens y Star (Van Kleffens y Star 1979):

$$\varphi(r) = \frac{1 + ar^2}{1 + br^2} \tag{6}$$

siendo la más extendida la de (Meisberger y cols. 1968):

$$\varphi(r) = A + Br + Cr^2 + Dr^3 \tag{7}$$

con distintos valores de los coeficientes para cada radionucleido.

Algunos sistemas, generalmente los más antiguos, utilizan el formalismo basado en la exposición, con su secuela de unidades obsoletas. En ellos, se sustituiría $\dot{K}_R \left[\frac{\mu_{en}}{\rho}\right]_{aire}^{agua}$ por $f\ \Gamma_\delta{}^* A$ en la expresión del cálculo, donde f es el factor de conversión rad/roentgen, A es la actividad en mCi de la fuente y $\Gamma_\delta{}^*$ es la constante de tasa de exposición.

En la versión más extendida de la denominada integral de Sievert se realiza la simplificación de suponer al material activo situado en el eje de la fuente, reduciendo la integral sobre el volumen al eje y facilitando la resolución de la misma mediante los ángulos subtendidos desde el punto. Se divide el espacio en cuatro zonas según que los rayos elementales puedan atravesar límites laterales o superiores del volumen activo y total de la fuente cilíndrica.

Otro algoritmo tradicional incorporado en algún SP, en su versión más antígua, es el denominado "Método de los intervalos" (Breitman 1974), en el que se mantiene la simplificación de que los puntos emisores están en el eje de la fuente, dividiendo la longitud activa en un conjunto discreto de fuentes puntuales. Utiliza además valores efectivos de espesores del filtro.

Estos modelos analíticos derivados de Sievert se basan en hipótesis y aproximaciones que comprometen su validez (Williamson 1988). La dosis absorbida en agua en un punto se obtiene a partir del kerma en agua en el seno de aire por la función $\varphi(r)$ que sólo depende de r; el kerma en agua en el seno de aire de una fuente elemental se supone que depende solamente del espesor de la fuente y del filtro atravesado por el segmento hacia el punto, considerándose independiente de la distancia del punto y de la sección eficaz subtendida desde el mismo.

Como se indica en el TG43 (Nath y cols. 1995) estos modelos analíticos no permiten cálculos precisos. Se recomienda utilizar valores de los coeficientes de atenuación que resulten del ajuste, independientemente de su sentido

físico, para minimizar las desviaciones entre este modelo analítico y los valores obtenidos por otros métodos más adecuados, como pueden ser experimentales o por Monte Carlo. Estos coeficientes ajustados dependen fuertemente de la geometría de la fuente y su uso en otras circunstancias ha de ser cuidadoso. Para fuentes de ^{137}Cs e ^{192}Ir, pueden limitarse de esta forma las discrepancias entre Sievert y Monte Carlo, aunque en la zona próxima al eje longitudinal de la fuente en muchos casos no es posible. Sin embargo, para bajas energías donde las hipótesis del modelo son más críticas, el ajuste no es posible. Así, para una fuente de ^{125}I el mejor ajuste conduce a discrepancias en determinados puntos del 25% (Nath y cols. 1995).

En el caso de fuentes cuyo volumen activo está dividido en compartimentos, como ocurre con la CSM3, se utilizan longitudes efectivas (Williamson 1988).

Además de las limitaciones del propio algoritmo, los SP realizan a su vez simplificaciones del mismo que afectan sobre todo a la zona próxima al eje longitudinal de la fuente. Pueden encontrarse dispersiones de algunas decenas de % entre distintos equipos (Pérez-Calatayud 1998). Estas limitaciones cerca del eje longitudinal deben tenerse en cuenta en dosimetría clínica; esto es especialmente crítico en las aplicaciones en pacientes histerectomizados mediante los aplicadores tipo *dome* (Delclos y cols. 1980), en los que precisamente esa es la zona de prescripción de dosis absorbida.

Como conclusión, queda claro que lo ideal es poder introducir en el SP una matriz obtenida por un método apropiado, contrastada en la literatura y recomendada por las sociedades científicas, ya sea en coordenadas rectangulares, polares o en el formalismo del TG43; es la situación más habitual en los SP actuales. Si esto no es posible, deben ajustarse los valores de los coeficientes de atenuación para minimizar las diferencias, teniendo en cuenta las limitaciones finales en su uso clínico (Nath y cols.1995; Fraas y cols. 1998; Rivard y cols. 2009).

5. Especificación de las fuentes

Todas las recomendaciones, por ejemplo, las de AAPM (AAPM 1987), indican la necesidad de que los SP acepten la especificación de las fuentes exclusivamente en TKRA, así como que, si se utiliza un algoritmo de generación de las fuentes, se realice con el algoritmo basado en ésta.

La realidad es que en la actualidad no todos los SP lo cumplen. La diversidad de especificación es amplia: desde los que aceptan cualquier modo de especificación hasta los que exclusivamente admiten actividades. Dentro de estos últimos los hay que utilizan "Actividad aparente o equivalente", A_a, pero otros requieren la actividad sin la corrección de autoabsorción y filtro, es decir

una actividad que podríamos denominar "Actividad contenida" A_c. Las podemos relacionar mediante:

$$A_a = A_c F \tag{8}$$

siendo F una función que tiene en cuenta el efecto de la filtración y autoabsorción de la fuente, que si se asume la aproximación de fuente puntual tiene la expresión:

$$F = e^{-\mu_s e_s} e^{-\mu_f e_f} \tag{9}$$

donde μ_s es el coeficiente de autoabsorción lineal de la fuente, μ_f el coeficiente de atenuación lineal del filtro, e_s es el radio interno de la fuente y e_f el espesor del filtro. En el punto de calibración, la distancia a la fuente es mucho mayor que su longitud. Así pues, puede realizarse esta aproximación puntual con un error mínimo; por ejemplo, en un hilo de ^{192}Ir de 14 cm calibrado a 1 m, el error es de 0,2 % (Pérez-Calatayud 1998).

En los SP que obligan a introducir actividades y constantes de tasa de kerma en aire, Γ_δ, éstas deben ser exactamente las que se hayan utilizado para el cálculo de la actividad a partir de la medida y especificación del certificado, de esta manera no tiene trascendencia el valor concreto tomado de Γ_δ. Como es obvio, es muy importante interpretar adecuadamente el certificado de la fuente y adaptarlo a las necesidades del Sistema de Planificación conociendo en detalle el procedimiento de cálculo y algoritmo del mismo. Los SP más actuales ya disponen de la especificación en TKRA, siendo una minoría de SP antiguos y que prácticamente están en desuso, los que todavía no la incorporan.

6. Caracterización de las fuentes

Un aspecto interesante a considerar es cómo declarar o caracterizar una fuente para el cálculo en el SP, teniendo en cuenta su forma, tamaño y uso en la práctica. Fundamentalmente es la consideración de comportamiento isotrópico o no, lo que justifica que la fuente pueda caracterizarse como puntual o lineal. En el primer caso se localizará por un punto y en el segundo por dos y será necesaria una matriz bidimensional.

Una fuente puede considerarse puntual de acuerdo a su construcción, como por ejemplo, las fuentes esféricas del Selectron; o por no poder distinguir en un implante la orientación de la fuente debido a su pequeño tamaño; o por

existir en el implante un gran número de fuentes iguales orientadas al azar. En estos casos se debe hacer uso del factor de anisotropía para "promediar" la no isotropía de la fuente.

Cuando una fuente se utiliza en un portafuentes o en un aplicador metálico sería deseable que se tuviese en cuenta el mismo en la matriz base para considerar el efecto de filtración oblicua, que no se tiene en cuenta al aplicar exclusivamente un factor de reducción de la TKRA.

Requieren especial atención los conjuntos o trenes de fuentes en aplicadores, ya sean fijas o programables. Este es el caso del Selectrón o de las pequeñas fuentes CSM1 en el Curietron. En ambos casos, se debe tener en cuenta el rango angular de su validez, es decir, aquel en el que no afectan las fuentes y esferas inactivas colindantes con la misma. Si el tren de fuentes se trata como un conjunto uniforme, por ejemplo de TKRA lineal constante, se pueden producir desviaciones importantes (Pérez-Calatayud 1998).

Algunas fuentes pueden utilizarse de cualquier longitud, como son los hilos de ^{192}Ir. Además, al ser flexibles y adoptar formas curvas en el proceso de reconstrucción puede descomponerse en pequeñas fuentes rectilíneas. Unos SP resuelven este problema descomponiendo el hilo en fuentes puntuales, otros SP utilizan una sola matriz para todas las longitudes de hilos en coordenadas reducidas, lo que consiste en expresar las distancias en la matriz base como múltiplos de la longitud activa de la fuente generada (Young y Batho 1964). Se debe tener especial precaución en los cálculos basados en este algoritmo, ya que cuanto más difiera la longitud de la fuente calculada de la generada, mayores serán los errores que se cometan en el cálculo conforme el punto se aproxima a los extremos de la fuente. En un trabajo (Van der Laarse y cols. 2008), se revisan las diferentes simplificaciones mostrando sus limitaciones y proponiendo una de ellas.

La práctica demuestra que cada modelo de SP tiene sus características específicas y no es lo transparente y abierto al usuario como sería deseable. Esto obliga a un esfuerzo, cara a optimizar los cálculos, que no obtienen siempre los resultados deseables. Por ejemplo, el algoritmo seguido por un SP de HDR (Abacus 1998) se basa en la generación de una matriz a partir de la aproximación puntual clásica, corrigiendo la anisotropía por medio de una tabla. Como esta tabla es editable y accesible al usuario, es la vía de optimizar los resultados; así, diferencias de hasta el 10% respecto Monte Carlo en eje longitudinal obtenidas con la tabla propuesta por el fabricante, se reducen al 2% mediante la introducción de una tabla de valores adecuada que minimice las diferencias en el cálculo con la matriz de referencia de la literatura (Lope y cols. 2001; Juan y cols. 2007).

En otro SP (Buchler 1998) para HDR, que utiliza un algoritmo de generación y corrección similar, la situación es peor ya que nada es accesible al usuario. Así, las diferencias de hasta el 15% que se obtienen en algunas zonas al comparar con Monte Carlo (Guisasola y cols. 2001) son inevitables. En nuevas versiones, el fabricante ya ha abandonado este método resolviéndose esta difícil situación para los usuarios.

Como hemos comentado, lo más conveniente y deseable y es lo habitual actualmente, es que los SP permitan la introducción directa de la tabla o matriz de dosis absorbida, ya que permite la incorporación al SP de la matriz de referencia más reciente y aceptada de la literatura; algunos sistemas incluye ésta sin estar accesible al usuario. Puede requerirse una tabla de dosis absorbida en coordenadas rectangulares o polares, o según el formalismo del TG43. Dos son las precauciones a tener en cuenta; por un lado, que la interpolación lineal y posibles extrapolaciones entre valores de la matriz base a la hora de realizar el cálculo se realice correctamente; por otro lado, si el SP admite exclusivamente las funciones del TG43 puede que no se reproduzca correctamente la matriz de referencia en rectangulares debido a problemas de extrapolación, sobre todo para la función de anisotropía $F(r, \theta)$. Por esto, siempre se deben verificar las diferencias entre el cálculo de puntos del SP y la matriz de referencia, cuantos más puntos mejor, y desde luego, todos aquellos en condiciones críticas como son los muy próximos a la fuente, tanto en su eje transversal como hacia su eje longitudinal.

En el caso de que las matrices de referencia vengan publicadas exclusivamente en el formalismo TG43, caso de la fuente *"Varian HDR new"* (Angelopoulos y cols. 2000), es conveniente reproducir externamente un conjunto de valores en coordenadas rectangulares para asegurar que el SP procede correctamente. Para estas dos últimas situaciones y en general si se quiere realizar un programa para control de calidad de cálculo en puntos, se puede utilizar la parametrización realizada por Lliso (Lliso y cols. 2001a), que, mediante funciones ajustadas, permite obtener analíticamente la dosis absorbida con buena exactitud. Los mismos autores, en un trabajo posterior Lliso (Lliso y cols. 2001b), han completado estos ajustes para la totalidad de fuentes HDR-PDR en uso.

Como recomendación fundamental, tanto en el caso de introducción directa de la matriz como en el de modelo analítico, siempre se deben verificar los cálculos del SP con una matriz de referencia de la literatura para un número extenso de puntos que cubran todas las zonas de la misma. Con ello se asegurará que no hay problemas de interpolación lineal por la dependencia geométrica, ni por extrapolaciones de $F(r, \theta)$ del TG43, ni por limitaciones del algoritmo cuando sea el caso.

Un caso muy actual de discusión sobre caracterización o modelado de la fuente, es el de las semillas en la BT de próstata. En este caso de fuentes permanentes no es viable el control de la orientación de las mismas, y aún menos al utilizar el TAC para la realización de la postplanificación. Para este caso, el TG-43 U1 (Rivard y cols. 2004) recomienda el uso de la función de anisotropía 1D o factor de anisotropía $\Phi_{an}(r)$ en la que se ha promediado la anisotropía para cada *r*. En el caso de semillas ligadas, la orientación de éstas se mantiene predominantemente en la dirección sagital al menos hasta absorberse el *"vicril"*. Los distintos parámetros dosis-volumen en función del modelado puntual o lineal sagital de las fuentes, muestran diferencias, siendo para el índice D_{90}, principal evaluador de la calidad del implante, de aproximadamente un 5% (Gimeno y cols. 2007). Aunque pueda depender de la proporción de semillas especiales frente a las enlazadas y sobre todo de la evolución de la posición de las semillas tras el edema en su evaluación al mes, parece en principio más adecuado el modelado como fuente lineal para los implantes con fuentes ligadas y como puntual en las sueltas, aunque esto está en debate en la actualidad.

7. Métodos de reconstrucción

Para el cálculo de la distribución de dosis absorbida en un medio es necesario determinar la posición espacial tanto de las fuentes como de los puntos y planos de interés. Dado el alto gradiente de dosis absorbida en BT es muy importante que la posición espacial se determine con la mayor exactitud posible.

Fundamentalmente podemos distinguir dos grupos de métodos de reconstrucción incorporados en los SP: los métodos tradicionales radiográficos y los basados en TAC, estos últimos siendo los habituales en la actualidad.

Existen distintos métodos radiográficos que se diferencian según la geometría de los haces así como en las referencias en la caja plástica sobre el paciente. En el trabajo de Eudaldo (Eudaldo 1995) se describen exhaustivamente todos estos métodos radiográficos (reconstrucción ortogonal, semiortogonal, de ángulo variable, isocéntrica, estereorradiográfica por traslación y estereorradiográfica por ángulo variable). A continuación, comentaremos brevemente dos de los métodos más tradicionales y extendidos.

Uno de los métodos utilizados es el de las *radiografías ortogonales*, basado en la obtención de dos imágenes radiológicas ortogonales entre sí girando el conjunto foco-placa un ángulo de 90º y manteniendo en la misma posición al paciente. Para conocer el factor de amplificación en cada una de las proyecciones, se suele utilizar un anillo radiopaco de dimensiones conocidas. Este método supone que las radiografías son perfectamente perpendiculares y que la ampliación es uniforme en todo el plano e igual a la ampliación del anillo.

Estas condiciones son críticas cuando: se utilizan equipos de RX distintos de un Simulador para la obtención de las placas en los que la perpendicularidad de los focos no está garantizada, o cuando el aplicador y/o los puntos no están contenidos en el mismo plano perpendicular al haz, así como cuando el anillo no está situado en el mismo plano del implante.

Con el método de la "*caja*" se resuelven los inconvenientes presentados por el método anterior. Este método consiste en una caja con determinadas marcas que permiten localizar las posiciones virtuales de los focos AP y LAT y, por la intersección de las rectas entre los focos y las proyecciones del punto en las dos radiografías, la posición espacial de los puntos, ya sean de cálculo o de definición de las fuentes. Este método corrige tanto la posible falta de perpendicularidad como la ampliación no uniforme, por lo que resulta especialmente útil cuando las radiografías se obtienen con un equipo de RX convencional y en el caso de implantes oblicuos.

En el caso de fuentes curvas que adoptan su forma final realizado el implante, es muy difícil la localización precisa de puntos homólogos en ambas radiografías (ejemplo: bucles ^{192}Ir, catéter en HDR). Los SP poseen algoritmos especiales que realizan ajustes polinómicos de las proyecciones y permiten reconstruir, en el método de la caja, el hilo o catéter con exactitud (Rosenwald 1976; Van der Laarse y Boer 1990; Van der Laarse y Prins 1991; Van der Laarse y cols. 2008).

Convencionalmente, el cálculo en BT está basado en métodos radiográficos con los que es posible diferenciar claramente entre los aplicadores metálicos y las fuentes, el hueso, el tejido blando, las cavidades de aire y las sondas con líquido de contraste. Mediante estas proyecciones no es posible considerar individualmente el volumen a tratar, por lo que en los resultados del cálculo se valoran las distribuciones de dosis absorbida en planos relacionados fundamentalmente con las fuentes y la dosis absorbida en determinados puntos (ICRU 1985) que, localizados y calculados según procedimientos establecidos, intentan reflejar las dosis absorbidas recibidas por el volumen a tratar y los órganos críticos.

Como hemos comentado al principio, uno de los obstáculos al desarrollo de la dosimetría clínica en BT ha sido el defecto en el uso del TAC. Existen en la literatura numerosos trabajos (Schoeppel y cols. 1994; Kapp y cols. 1992; Sewchand y cols. 1982) comparando las dosis absorbidas resultantes utilizando la información radiográfica tradicional y mediante TAC, mostrando discrepancias importantes; en uno de estos trabajos (Schoeppel y cols. 1989) con los aplicadores ginecológicos FSD (Fletcher 1980) en LDR, la dosis absorbida según el TAC llega a duplicar la obtenida por los puntos protocolarizados en radiografías. Por tanto, es muy importante la incorporación del TAC en BT para

conseguir unas relaciones más precisas entre estructuras y dosis absorbida. Mediante el uso del TAC es posible realizar una planificación 3D en BT, pasando de una BT de puntos discretos a un análisis de dosis absorbida en volúmenes mediante histogramas dosis-volumen, dosis-superficie e índices de calidad que den cuenta de la cobertura del volumen a tratar y de la uniformidad de la dosis absorbida, todo ello para valorar la efectividad y complicaciones del tratamiento de una forma más adecuada.

Uno de los problemas a la hora de utilizar el TAC para BT es la distorsión producida por los componentes metálicos de los aplicadores sobre todo de los blindajes; se ha resuelto utilizando aplicadores plásticos y en alguno de ellos incluso los blindajes son de "*after loading*" como las fuentes (Schoeppel y cols. 1989; Weeks y Dennet 1990).

Otro problema es que algunas veces el corte transversal no es el óptimo para la evaluación del plan; hoy en día, esto está resuelto con las utilidades de reconstrucción en cualquier plano.

El tercer problema, no es ya la dificultad de conocer las coordenadas precisas de un plano adquirido o reconstruido para superponer sobre él la distribución de dosis absorbida, sino la insuficiencia de la utilización exclusiva de la información del TAC para reconstruir, completamente y con la exactitud adecuada, el implante, esto es, el conjunto de coordenadas de puntos de cálculo y extremos de fuentes. Algunos autores realizan la reconstrucción por métodos radiográficos en el simulador y después la adquisición en TAC, siendo el proceso bastante complejo para mantener la exactitud entre sistemas de referencia y reposicionamiento, relacionando ambas adquisiciones mediante marcas externas en la piel (Herskovic y cols. 1980; Hayes y cols. 1991) o mediante conjunto de puntos identificables (Plato 2001). Otros autores fijan la posición del paciente en ambas adquisiciones con el uso de guías estereotáxicas (Philips 1993).

En el método más extendido se utilizan las coordenadas que proporciona el mismo TAC; generalmente se basa en la adquisición de un conjunto de cortes contiguos (Sewchand y cols. 1982; Roy y cols. 1993). En este método se debe tener la precaución adecuada ya que la exactitud en la dirección longitudinal dependerá del espesor de corte, además de que éstos deben cubrir todo el implante.

Es posible utilizar los escanogramas o "*scout views*" ortogonales de los TAC (Pérez-Calatayud y cols. 2000b) para realizar la reconstrucción del implante. Esto permite valorar el implante con cortes de TAC allá donde se pueda siendo utilizable este proceso incluso con los aplicadores metálicos tradicionales. Este método es, especialmente útil en el caso general de implantes en los que los catéteres están próximos a la dimensión transversal, ya que se crea una

notable confusión en el análisis corte a corte (Carmona y cols. 2007), método fácilmente implementable en la dosimetría clínica dada su sencillez.

El escanograma es una herramienta muy útil y ampliamente utilizada en dosimetría clínica, por ejemplo en HDR-PDR para obtener la posición de la mayor distancia desde el indexador evitando la incertidumbre creada por el espesor de corte en el TAC.

Cualquier método que utilice TAC permite una evaluación dosimétrica realista; en la actualidad, la mayoría de SP incluyen esta posibilidad y en la mayoría de hospitales ya se realiza la reconstrucción por TAC que es un gran avance en la dosimetría clínica de BT.

En la actualidad no solo es necesario el TAC sino que en algunas localizaciones como la ginecológica, se ha recomendado recientemente el uso de la RMN. La aplicación de la BT en cérvix ha experimentado un extraordinario desarrollo en la actualidad, pasando claramente a una dosimetría clínica basada en anatomía 3D, de acuerdo con las recomendaciones de GEC-ESTRO (Haie-Meder y cols. 2005; Kirisits y cols. 2005; Potter y cols. 2006). En estas recomendaciones la RMN en la modalidad T2 es necesaria para la definición de GTV, HR-CTV e IR-CTV. La estimación de la dosis absorbida en los órganos de riesgo (recto y vejiga) pasa a realizarse de los tradicionales puntos de protocolo a los volúmenes con más dosis absorbida deducidos de sus HDV, siendo el más representativo el D2cc.

Dado que lo habitual en estos tratamientos es el uso de HDR-PDR, la combinación con la RT externa previa a la BT así como la consideración del fraccionamiento y dosis absorbida por fracción, se obtiene siguiendo el modelo α/β; esto debe realizarse siguiendo estrictamente el procedimiento recomendado por GEC-ESTRO cuyas hojas de cálculo proporciona. Para interpretar más fácilmente las dosis absorbidas se hace uso de la dosis absorbida equivalente al ritmo más habitual de 2 Gy por fracción (EQD_2), según el α/β 10 (para CTV) o 3 (para OR), por ejemplo una dosis absorbida recto de 70-75 $Gy_{\alpha/\beta=3}$.

La mayor desventaja en el uso de RMN es la no existencia de testigos para reconstruir la trayectoria de los catéteres. Así, habitualmente se requiere de otra modalidad de imagen para esta función, realizando después una integración de ambas. La reconstrucción puede hacerse mediante radiografías ortogonales (Kirisits y cols. 2005) o fusionando RMN y TC; en este último caso, la incertidumbre y dificultad práctica es notable (Richart y cols. 2007). Actualmente se están obteniendo soluciones que permiten la planificación exclusiva con RMN gracias a unos catéteres rellenados con material específico que son visibles en T2 (Pérez-Calatayud y cols. 2009), lo que permite una mayor eficiencia del proceso así como mayor confort para el paciente.

El avance en la reconstrucción de los aplicadores en el SP ha sido muy importante en los años recientes, con tendencia al uso de librerías de aplicadores que facilitan su inclusión aprovechando las estructuras rígidas. Se deben observar precauciones importantes en la reconstrucción de los aplicadores como se pone de manifiesto en las recientes recomendaciones de GEC-ESTRO (Hellebust y cols. 2010).

Brevemente decir que, debido al alto gradiente existente, la influencia de los errores de localización es muy alta, por ejemplo, la diferencia de dosis absorbida debida a un error de 1-2 mm a 1 cm de una fuente de ^{192}Ir es aproximadamente 10-20% respectivamente, por lo que se debe realizar la reconstrucción con la menor incertidumbre posible. Como se verá en el tema siguiente, existen maniquíes específicos para el control de la reconstrucción en el SP, uno de ellos es el de Baltas (ESTRO 2004) utilizado como sistema de control postal que, junto con el dosimétrico, se han establecido en el Laboratorio ESTRO-EQUAL confeccionados por el grupo BRAPHYQS de la ESTRO.

Se recomienda (ESTRO 2004) que cada dosimetría clínica se verifique independientemente por algún procedimiento diferente del SP. Para ello se proponen en la literatura diversos métodos; un resumen de los mismos se puede encontrar en el capítulo 9 del Libro BRAPHYQS.

La verificación independiente es difícil de aplicar en la práctica. Por ejemplo, en HDR-PDR con las numerosas posiciones de fuentes con sus diferentes tiempos y los puntos de dosis absorbida, hace difícil su manejo en un programa paralelo, o también es el caso de los implantes de próstata en los que esta verificación debe hacerse en pocos minutos ya que en la actualidad estos implantes se realizan en procedimientos intraoperatorios (es decir en un solo acto). Una opción es el exportar del SP las posiciones y tiempos en un fichero de texto e importarlas en el programa de verificación donde se realiza el cálculo (Carmona y cols. 2010a, 2010b); este procedimiento no es totalmente independiente pero si factible en la práctica y ejemplos del mismo son HDR-PDR (Lliso y cols. 2005) y próstata (Lliso y cols. 2006).

8. Matrices de dosis absorbida

Como hemos comentado, una matriz de dosis absorbida obtenida por un método adecuado es el elemento básico para la dosimetría en BT, a utilizar para introducir la fuente en el SP o en todo caso para realizar una validación completa del mismo, debiendo tenerse en cuenta las desviaciones en la dosimetría clínica.

La exactitud global en un implante de BT depende de muchos aspectos, tanto clínicos como físicos; entre los más importantes cabe destacar: la definición de puntos de cálculo con relación a la anatomía, la reconstrucción espacial de posiciones de fuente y puntos, la calibración de la fuente, la selección de datos dosimétricos precisos de la fuente, y la influencia del aplicador y sus blindajes. Es difícil asignar una tolerancia significativa a alguno de estos puntos y según TG56 (Nath y cols. 1997) "*una desviación en la administración de la dosis absorbida en la componente física de 5-10% es posible a distancias de 1-5 cm de las fuentes de LDR más comunes*". Lógicamente, esto es extensible a HDR-PDR que tiene a su favor el que se evitan los efectos entre fuentes, y en su contra, el efecto de la dosis absorbida en tránsito entre las posiciones definidas. En ese mismo trabajo se indica que "*en lo referente a los datos introducidos de la fuente y el algoritmo utilizado, los cálculos del SP deberían tener una tolerancia numérica de al menos ±2%*". Esto significa que si se dispone de una matriz de referencia de la literatura, se utilice o no para la entrada de la fuente en el SP, el sistema debe reproducir esa matriz de referencia dentro de ±2%; así lo indica explícitamente también la revisión del TG43 (Rivard y cols. 2004). Existen en la literatura recomendaciones en las que la tolerancia es mayor; éstas se basan en limitaciones en la obtención de datos de referencia, en la capacidad de cálculo de los SP y en que la zona de interés clínico era fundamentalmente la situada frente a la fuente; nada de esto se justifica hoy, y se debe contemplar la tolerancia recomendada por el TG56.

Recientemente, se ha publicado un informe de la AAPM que estudia las incertidumbres asociadas al valor de TKRA utilizado en la clínica (DeWerd y cols., 2011). Este estudio cubre la propagación de la incertidumbre desde los laboratorios de calibración hasta el entorno clínico.

En la actualidad se dispone en la literatura de matrices de referencia de todas las fuentes en uso, entendiendo por matrices de referencia tablas numéricas de distribución de dosis absorbida alrededor de las fuentes, obtenidas con metodología convenientemente contrastada y validada. La mayoría de ellas se han obtenido con Monte Carlo.

8.1. Matrices de dosis absorbida para fuentes de baja energía: ^{125}I ^{103}Pd y ^{131}Cs

En el caso de las fuentes de baja energía (^{125}I, ^{103}Pd y ^{131}Cs) la situación es especial. Como es sabido además de las dificultades comentadas de la dosimetría en BT, éstas se extreman en el caso de la muy baja energía como la de estos radionucleidos.

En el mercado existen gran variedad de modelos de fuentes de baja energía, aplicadas principalmente en la BT permanente de próstata, a la vez que aparecen nuevos constantemente. Los motivos de esta gran diversificación y auge productivo pueden estar en la búsqueda de determinadas características como pueden ser el reducir la anisotropía, aumentar la fijación, disminuir la distorsión en TAC, aumentar su señal en la ecografía, etc. En la literatura existen numerosos trabajos con medidas y cálculos por Monte Carlo alrededor de estas semillas, muchos de ellos con resultados que muestran diferencias significativas, lo cual es justificable dado el alto grado de dificultad debido al gran gradiente existente e incluso debido a que las tolerancias en los elementos constituyentes pueden afectar sus propiedades dosimétricas.

Para regular este aspecto, la AAPM (Williamson y cols. 1998) ha recomendado una serie de requisitos a cumplir por los nuevos modelos de semillas de baja energía previo a su uso clínico, recomendaciones obligadas en la actualidad para la participación en protocolos médicos. Estas recomendaciones son una guía a fabricantes y agencias reguladoras involucradas en el desarrollo y aprobación para el uso de nuevas fuentes. Fundamentalmente los requisitos son:

- El suministrador debe proporcionar certificados trazables al patrón NIST99.
- El suministrador debe proporcionar los medios adecuados para que el patrón del nuevo modelo de fuente esté disponible en el Laboratorio Acreditado de Calibración.
- Previo a su uso clínico, debe estar disponible al usuario un conjunto completo y detallado de funciones y parámetros basados en TG43 así como tabla rectangular de dosis absorbida y funciones para aproximación puntual. Estos datos deben haberse realizado por al menos dos investigaciones independientes (una experimental y otra por Monte Carlo) y aceptada su publicación por una revista científicamente bien extendida.

El Radiological Physics Center (RPC) mantiene un registro actualizado de las fuentes que cumplen estos requisitos junto con las publicaciones donde se encuentran los datos dosimétricos. Del gran número de modelos de fuentes de ^{125}I, ^{103}Pd y ^{131}Cs existentes en el mercado en la actualidad, no todos están incluidos en este registro. El registro actualizado puede consultarse en: http//rpc.mdanderson.org/rpc/htm/Home_htm/Low-energy.htm

La AAPM ha creado un grupo de trabajo para consensuar conjuntos de valores de tablas y parámetros dosimétricos, en el formalismo TG43, para las fuentes de ^{125}I, ^{103}Pd y ^{131}Cs incluidas en el registro RPC. Es decir, del conjunto de trabajos tanto experimentales como por Monte Carlo que proporcionan

datos para una fuente dada, obtener unos valores recomendados para su uso. Para Λ, se procede a promediar separadamente los trabajos experimentales y de Monte Carlo y tomar el valor medio final. Para $F(r,\theta)$ y $g(r)$ todos los conjuntos de datos se transforman usando el mismo factor geométrico lineal; si las diferencias entre conjuntos son compatibles con las incertidumbres experimentales, como datos consensuados se adoptan los de mayor resolución, mayor rango y mayor grado de suavizado, generalmente serán los obtenidos con Monte Carlo. Cuando haya datos en puntos que sólo aparezcan en uno de los estudios, estos se incluyen en el conjunto consensuado pero indicándose este hecho. El factor de anisotropía, $\Phi_{an}(r)$, se obtiene mediante integración numérica con respecto al ángulo sólido de los valores consensuados de la función de anisotropía, abandonándose el uso de $\overline{\Phi}_{an}$. En la revisión del TG-43 (Rivard y cols. 2004) se han obtenido así los datos de consenso para 7 modelos de fuentes de ^{125}I y 2 de ^{103}Pd. Posteriormente se ha publicado una nueva revisión de este documento, TG-43 U1 S1 (Rivard y cols. 2007), en el que se incluyen datos consensuados por la AAPM en el formalismo TG-43 U1 de 8 nuevos modelos de fuentes.

Estos valores consensuados, son los que deben adoptarse en la dosimetría clínica evaluándose junto con el oncólogo radioterápico, las posibles diferencias con el procedimiento que se tenía antes.

8.2. Consenso para fuentes de alta energía: ^{192}Ir ^{137}Cs y ^{60}Co

Al igual que la AAPM ha realizado para la baja energía, se ha creado un grupo de trabajo, ahora asumido tanto por la AAPM como por ESTRO, denominado HEBD-WG. Como en el caso anterior, el primer paso ha sido la confección de unos prerequisitos a cumplir por las fuentes previo a su uso clínico y el segundo será la confección de datos de consenso para las fuentes de mayor energía (^{137}Cs, ^{192}Ir, ^{60}Co, en general energías mayores de 50 keV).

En el documento de prerequisitos publicado (Li y cols. 2007) se indica el número y tipo de estudios que deben estar disponibles para cada fuente, cuando será suficiente un solo estudio de Monte Carlo, cómo validar Monte Carlo, las incertidumbres máximas tanto en Monte Carlo como en estudios experimentales y el formato de los datos producidos que debe ser el TG-43 U1 añadiendo una tabla de dosis absorbida *"along and away"* es decir en coordenadas rectangulares.

Recientemente se ha publicado este informe del grupo HEBD (Pérez-Calatayud y cols., 2012) que incluye las "Recomendaciones de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) y la Sociedad Europea de Radioterapia y Oncología (ESTRO)" en la dosimetría de fuentes en Braquiterapia

de alta energía. Alta energía en Braquiterapia se ha definido como fuentes de energías superiores a 50 keV, en este momento ^{192}Ir, ^{60}Co y ^{137}Cs.

El trabajo incluye consideraciones en la aplicación del formalismo TG-43 U1 para las fuentes de alta energía, con atención especial al efecto de tamaño de maniquí, incertidumbre en la interpolación, y dependencia de los parámetros dosimétricos con la longitud activa de la fuente.

Al igual que lo que se viene realizando para baja energía, el documento presenta los datos consensuados para las fuentes comerciales de ^{192}Ir, ^{60}Co y ^{137}Cs, así como un listado de referencias para las no comerciales, algunas de ellas en uso clínico. En este informe se presentan también recomendaciones en la metodología de Monte Carlo y experimental. Las tablas de datos consensuados se presentan tanto en el formalismo TG-43 como en tablas de dosis absorbida en coordenadas cartesianas, para facilitar el aseguramiento de la calidad de los SP. Las tablas de dosis absorbida consensuadas, al igual que en el caso de baja energía, se están incluyendo en el registro del RPC.

Tras esta publicación, esos datos consensuados son los que deben utilizarse en dosimetría clínica.

9. Referencias

[1] AAPM (1987). Report 21 Monograph "Specification of Brachytherapy source strength". Report TG 32.

[2] ABACUS (1998). User Manual 3.0 (Rev. 02). February.

[3] AGNOSTOPOULOS G., BALTAS D., PANTELIS E., PAPAGIANNIS P., SAKELLIOU L. (2004). "The effect of patient inhomogeneities in oesophageal Ir-192 HDR brachytherapy: A Monte Carlo and analytical dosimetry study". Phys. Med. Biol. 49, 2675-2685.

[4] ANGELOPOULOS A., BARAS P., SAKELLIOU L., KARAISKOS P., SANDILOS P. (2000). "Monte Carlo dosimetry of a new Ir-192 high dose rate brachytherapy source". Med. Phys. 27, 2521-2527.

[5] BASTIN K.T., PODGORSAK M.B., THOMADSEN B.R. (1993). "The transit dose component of high dose rate brachytherapy: direct measurements and clinical implications". Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.26, 695-702.

[6] BREITMAN K.E. (1974). "Dose-rate tables for clinical ^{137}Cs sources sheathed in platinum". Br. J. Radiol. 47, 657-664.

[7] BUCHLER (1998). Operation Instruction. Afterloading Buchler Facts (Braunschweig: Buchler).

[8] CARLSSON A., ANESHJO A. (2000). "The collapsed cone superposition algorithm applied to scatter dose calculations in brachytherapy". Med. Phys. 27:2320-2332.

[9] CARMONA V., PEREZ-CALATAYUD J., LLISO F., GIMENO J., BALLESTER F., GRANERO D., GONZALEZ V. (2007). "Sistema de reconstrucción basado en los escanogramas del TAC para el Sistema de Planificación Plato-OMP". XVI Congreso SEFM. Revista de Física Médica nº 1 vol 8, 2051.

[10] CARMONA V., PEREZ-CALATAYUD J., LLISO F., RICHARD J., BALLESTER F., CARMEN PUJADES-CLAUMARCHIRANT M.A., VENSELAAR J. (2010a). "A program for the independent verification of brachytherapy planning system calculations". J. Contemp Brachyther 2, 129-133.

[11] CARMONA V., PÉREZ-CALATAYUD J., LLISO F., RICHART J., BALLESTER F., PUJADES M.C., MUÑOZ M. (2010b). "Confeccion de un programa para la verificacion independiente de los cálculos en los sistemas de planificación en Braquiterapia". Revista de Fisica Medica 11, 55-59.

[12] CASSELL K. J. (1983). "A fundamental approach to the design of a dose rate calculation for use in brachytherapy planning". Br. J. Radiol. 56, 113-119.

[13] CHIBANI O., WILLIAMSON J.F. (2005). "MCPI: A sub-minute Monte Carlo dose calculation engine for prostate implants". Med. Phys. 32, 3688-3698.

[14] DASKALOV G., KIROV A., WILLIAMSON J. (1998). "Analytical approach to hetereogeneity correction factor calculation for brachytherapy". Med. Phys. 25, 722-735.

[15] DELCLOS L., FLETCHER G., MORE E., SAMPIERE V. (1980). "Minicolpostats, dome, cylinders, other additions and improvements of th Fletcher-Suit Afterloadable System: Indications and limitations of their use". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 6, 1195-1206.

[16] DEWERD L., IBBOT G., MEIGOONI A., MICH M., RIVARD M., STUMP K., THOMADSEN B., VENSELAAR J. (2011). "A dosimetric uncertainty analysis for photon-emitting brachytherapy sources: Report of AAPM Task Group No. 138 and GEC-ESTRO". Med. Phys. 38, 782-801.

[17] ESTRO (2004). "A Practical Guide to Quality Control of Brachytherapy Equipment". Estro Booklet Nº 8. Edited by J.Venselaar and J. Pérez-Calatayud. Available free on www. estro.be

[18] EUDALDO T. (1995). "Requisitos y Programa de Aseguramiento de la Calidad en un Sistema de Planificación Computarizado en Braquiterapia". Parte II: Métodos de reconstrucción de un implante a partir de imágenes radiográficas. Libro Comunicaciones X Congreso SEFM. Salamanca 1995.

[19] FLETCHER G. H. (1980). "Texbook of Radiotherapy". pp: 720-773 Ed: Lea and Febiger Philadelphia.

[20] FRAAS B., DOPPKE K., HUNT M., KUTCHER G., STARKSCHALL G., STERN R., VAN DYKE J. (1998). "American association of Physicist in Medicine Radiation Therapy Commitee Task Group 53: Quality Assurance for clinical radiotherapy treatment planning". Med. Phys. 25, 1773-1829.

[21] GARCÍA A., MILLÁN E., LOZANO F., LOPE R., CANELLAS M. (2001). "Estimation of the transit dose component in high dose rate brachytherapy". IAEA-CN-85-173 In Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy, pag 687-690. International Conference of IAEA Málaga.

[22] GIMENO J., PÉREZ-CALATAYUD J., CARMONA V., LLISO F., BALLESTER F., GONZALEZ V., GRANERO D. (2007). "Repercusión dosimétrica del modelado de las fuentes en Braquiterapia prostática". XVI Congreso SEFM. Revista de Física Médica nº 1 vol 8 2007, 2050.

[23] GRANERO D., PUCHADES V., PÉREZ-CALATAYUD J., BALLESTER F., CASAL E. (2004). "Cálculo por Monte Carlo de la distribución de la tasa de dosis alrededor de la fuente de Cs-137 CSM". Revista de Física Médica 5, 32-37.

[24] GUISASOLA A., PÉREZ-CALATAYUD J., RUIZ J.C., MINCHOLÉ J.L. (2001). "Verification of accuraccy calculations of the HDR Buchler´s TPS. Quality assurance implications". Biennial ESTRO Meeting on Physics for Clinical Radiotherapy. Sevilla 2001.

[25] HAIE-MEDER C., POTTER R., VAN LIMBERGEN E., BRIOT E., DE BRABANDERE M., DIMOPOULOS I., DUMAS I., HELLEBUST T.P., KIRISITS C., LANG S., MUSCHITZ S., NEVINSON J., NULENS A., PETROW P., WACHTER-GERSTNER N. (2005). "Recommendations from the Gynaecological (GYN) GEC ESTRO Working Group: Concepts and terms in 3D image based 3D treatment planning in cervix cancer brachytherapy with emphasis on MRI assessment of GTV and CTV". Radiother. Oncol. 74, 235-245.

[26] HAYES J. K., MOELLER J. H., LEAVITT D. D., DAVIS R. K., HARNSBERGER H. R. (1991). "Computed tomography treatment planning in Ir-192 brachytherapy in the head and neck". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 22, 181-189.

[27] HELLEBUST T.P., KIRISITS C., BERGER D., PEREZ-CALATAYUD J., DE BRABANDERE M., DE LEEUW A., DUMAS I., HUDEJ R., LOWE G., WILLAS R., TANDERUP K. (2010). "Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group: Considerations and pitfalls in commissioning and applicator reconstruction in 3D image-based treatment planning of cervix cancer brachytherapy". Radiother. Oncol. 96, 153-160.

[28] HERSKOVIC A., LEE S., PADIKAL T. (1980). "Utilization of the computed tomography scanner in interstitial dosimetry". Radiology 135, 781-782.

[29] ICRU (1985). "Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology". Report 38. International Commission on Radiation Units and Measurements. Bethesda.

[30] JUAN X., LÓPEZ J., RUÍZ J.C., SANTOS A., CALZADA S. (2007). "Introducción de matrices de tasa de dosis en el sistema de planificación de Braquiterapia Abacus v.3.1". Revista de Física Médica 8,19-24.

[31] KAPP K., STUECKLSCHWEIGER G., KAPP D., HACKL A. (1992). "Dosimetry of intracavitary placements for uterine and cervical carcinoma: results of othogonal film, TLD, and CT-Assisted techniques." Radiother Oncol 24, 137-146.

[32] KARAISKOS P., ANGELOPOULOS A., BARAS P., ROZAKI-MAVROULI H., SANDILOS P., VLACHOS L., SAKELLIOU. (2000). "Dose rate calculations around ^{192}Ir brachytherapy sources using Sievert integration model". Phys. Med. Biol. 45, 383-398.

[33] KIRISITS C., POTTER R., LANG S., DIMOPOULOS J., WACHTER-GERSTNER N., GEORG D. (2005). "Dose and volume parameters for MRI-based treatment planning in intracavitary brachytherapy for cervical cancer". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 62, 901-911.

[34] KIROV A., WILLIAMSON J. (1997). "Two-dimensional scatter integration method for brachytherapy dose calculations in 3D geometry". Phys. Med. Biol. 42, 2119-2135.

[35] LI Z., DAS R., DEWERD L., IBBOT G., MEIGOONI A., PÉREZ-CALATAYUD J., RIVARD M., SLOBODA R., WILLIAMSON J. (2007). "Dosimetric prerequisites for routine clinical use of photon emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV". Med. Phys. 34, 37-40.

[36] LING C.C., SPIRO J.J., KUBIATOWICZ D.D., GERGEN J., PEKSENS R.K., BENETT J.D., GAGNON W.F. (1984). "Measurement of dose distribution around Fletcher-Suit-Delcos colpostats using a Therados radiation field analyzer (RFA-3)". Med. Phys. 11, 326-334.

[37] LLISO F., PÉREZ-CALATAYUD J., CARMONA V., BALLESTER F., LLUCH J.L., SERRANO M.A., LIMAMI Y., CASAL E. (2001a). "Fitted dosimetric parameters of high dose-rate ^{192}Ir sources according to the AAPM TG43 formalism". Med. Phys. 28, 654-660. Con errata publicada en Med. Phys. 28, 1964 (2001).

[38] LLISO F., PÉREZ-CALATAYUD J., CARMONA V., BALLESTER F., LLUCH J.L., SERRANO M.A., LIMAMI Y., CASAL E. (2001b). "Fitted dosimetric parameters of high dose-rate ^{192}Ir sources according to the AAPM TG43 formalism". Biennial ESTRO Meeting on Physics for Clinical Radiotherapy. Sevilla 2001.

[39] LLISO F., CARMONA V., PÉREZ-CALATAYUD J., LÓPEZ J., CANDELA F., BALLESTER F., TOMÁS E. (2005). "Confección de un programa para la verificación independiente de los cálculos del Sistema de Planificación en HDR-PDR". XV Congreso SEFM 2005.

[40] LLISO F., PÉREZ-CALATAYUD J., CARMONA V., BALLESTER F., CANDELA F., LÓPEZ-TARJUELO J., GRANERO D. (2006). "Verificación independiente de los cálculos del Sistema de Planificación en implantes permanentes de próstata". Revista de Física Médica 7, 17-21.

[41] LOPE R., MILLÁN E., GARCÍA A., LOZANO F., HERNANDEZ A. (2001). "Control de calidad de las dosis calculadas en un planificador de Braquiterapia de alta tasa. Estimación de errores y ajuste de parámetros para evitarlos". XIII Congreso Nacional de Física Médica. 2001.

[42] MEERTENS H., VAN DER LAARSE R. (1985). "Screens in ovoids of a Selectron cervix applicator". Radiother. Oncol. 3, 69-80.

[43] MEISBERGER L. L., KELLER R., SHALEK R. (1968). "The effective attenuation in water of the gamma rays of gold 198, iridium 192, cesium 137, radium 226, and cobalt 60". Radiology 90, 953-958.

[44] NATH R., ANDERSON L., LUXTON G., WEAVER K., WILLIAMSON J., MEIGOONI A. (1995). "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43". Med. Phys. 22, 209-234.

[45] NATH R., ANDERSON L., MELI K.J.A., OLCH A.J., STITT J.A., WILLIAMSON J.F. (1997). "Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56". Med. Phys. 24, 1557-1598.

[46] PANTELIS E., PAPAGIANNIS P., ANAGNOSTOPOULOS G., BALTAS D., KARAISKOS P., SANDILOS P., SAKELLIOU L. (2004). "Evaluation of a TG43 compliant analytical dosimetry model in clinical Ir-192 HDR brachytherapy treatment planning and assessment of the significance of source position and catéter reconstruction uncertainties". Phys. Med. Biol. 49, 55-67.

[47] PÉREZ-CALATAYUD J. (1998). "Planificación de Tratamientos en Braquiterapia: Desarrollo de un Sistema Automatizado, cálculo de dosis por Monte Carlo y reconstrucción por TAC". Tesis Doctoral, Universidad de Zaragoza.

[48] PÉREZ-CALATAYUD J., ARRANS LARA R., DE FRUTOS BARAJA J.M., GUISASOLA BERASATEGUI A., MACÍAS JAÉN J., VALVERDE MORÁN J. (2000a). "Calibración, matrices de dosis, y control de calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM". Física Médica 0(1) 1-49.

[49] PÉREZ-CALATAYUD J., LLISO F., CARMONA V., BEA J., TORMO A., BADAL M.D., PETSCHEN I., BALLESTER F. (2000b). "Un método sencillo para la reconstrucción en Braquiterapia basado en los escanogramas de la TAC". Oncología 2, 78-85.

[50] PÉREZ-CALATAYUD J., GRANERO D., BALLESTER F., PUCHADES V., CASAL E. (2004a). "Monte Carlo dosimetric characterization of the Cs-137 selectron/LDR source: Evaluation of applicator attenuation and superposition approximation effects". Med. Phys 31, 493-499.

[51] PÉREZ-CALATAYUD J., GRANERO D., BALLESTER F. (2004b). "Phantom size in brachytherapy source dosimetric studies". Med. Phys 31, 2075-2081.

[52] PÉREZ-CALATAYUD J., KUIPERS F., BALLESTER F., GRANERO D., RICHART J., RODRIGUEZ S., SANTOS M., TORMO A. (2009). "Exclusive MRI-based tandem and colpostats reconstruction in gynaecological brachytherapy treatment planning". Radiother Oncol 91, 181-186.

[53] PÉREZ-CALATAYUD J., BALLESTER F., DAS R., DEWERD L., IBBOT G., MEIGOONI A., OUHIB Z., RIVARD M., SLOBODA R., WILLIAMSON J. (2012). "Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Report of the AAPM and ESTRO". Med. Phys. 39, 2904-2929.

[54] PHILIPS (1993). TL Meeting "CT simulation in Radiotherapy". Jani S K. Med. Phys. Publ.

[55] PLATO (2001). Brachytherapy Afterloading v14.2. User Manual.

[56] PÖTTER R., HAIE-MEDER C., VAN LIMBERGEN E., BARILLOT I., DE BRABANDERE M., DIMOPOULOS J., DUMAS I., ERICKSON B., LANG S., NULENS A., PETROW P., ROWND J., KIRISITS C. (2006). "Recommendations from gynaecological (GYN) GEC ESTRO working group (II): Concepts and terms in 3D image-based treatment planning in cervix cancer brachytherapy—3D dose volume parameters and aspects of 3D image-based anatomy, radiation physics, radiobiology". Radiother. Oncol. 78, 67-77.

[57] PRASAD S., BASSANO D. (1985). "Lung density effect on ^{125}I dose distribution". Med. Phys. 12, 99-100.

[58] RAINA S., AVADHANI J., MOONSEONG O., MALHOTRA H., JAGGERNAUTH W., KUETTEL. (2005). "Quantifying IOHDR brachytherapy underdosage resulting from a incomplete scatter environment". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 61, 1582-1586.

[59] RICHART J., PÉREZ-CALATAYUD J., RODRÍGUEZ S., SANTOS M., MONTOLIU G., BALLESTER F. (2007). "Dosimetría clínica en implantes HDR ginecológicos. Uso de CT y MR". XVI Congreso SEFM 2007.

[60] RIVARD M.J., COURSEY B.M., DEWERD L.A., HANSON W.F., HUQ M.S., IBBOT G.S., MITCH M.G., NATH R., WILLIAMSON J.F. (2004). "Update of the AAPM Task Group No 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations". Med. Phys. 31, 633-674.

[61] RIVARD M.J., BUTLER W.M., DEWERD L.A., HUQ M.S., IBBOT G.S., MEIGOONI A.S., MELHUS C.S., MATCH M.G., NATH R., WILLIAMSON J.F. (2007). "Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No 43 Report". Med. Phys. 34, 2187-2205.

[62] RIVARD M.J., VENSELAAR J., BEAULIEU L. (2009). "The evolution of brachytherapy treatment planning". Med. Phys 36, 2136-2153.

[63] ROSENWALD J. (1976). "Etude et programme de calcul de la dose délivrée par des fils radioactives de forme quelconque implantes dans l´organisme". These. Univesite de Nancy.

[64] ROY J. N., WALLNER K. E., HARRINGTON P. J., LING C. C., LOWELL L. A. (1993). "A CT-based evaluation method for permanent implants: application to prostate". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 26, 163-169.

[65] RUSSELL K., ANESHJO A. (1996). "Dose calculation in brachytherapy for a ^{192}Ir source using primary and scatter dose separation technique". Phys. Med. Biol. 41, 1007-1024 .

[66] SCHOEPPEL S. L., FRAASS B. A., HOPKINS M. P. (1989). "A CT-compatible version of the Fletcher system intracavitary applicator: clinical application and 3-Dimensional treatment planning". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 17, 1103-1109.

[67] SCHOEPPEL S. L., LA VIGNE M. L., MARTEL M. K., MCSHAN D. L., FRAAS B. A., ROBERTS J. A. (1994). "Three-dimensional treatment planning of intracavitary gynecologic implants: analysis of ten cases and implications for dose specification". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 28, 277-283.

[68] SERAGO F., HOUDEK P., PISCIOTTA V., SCHADE J., ABITBOL A., LEWIN A., POOLE D., MARCIAL V. (1991). "Scattering effects on the dosimetry of iridium-192". Med. Phys. 18, 1266-1270.

[69] SEWCHAND W., PEMPREE T., PATANAPHAN V., WHITNEY N., HEIDTMAN B., SCOTT R. (1982). "Value of multi-planar CT images in interactive dosimetry planning of intracavitary therapy." Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 8, 295-301.

[70] SIEVERT R. (1921). "Die intensitatsverteilung der primaren gammastrahlung in der Nahe medizinischer radiumpraparate". Acta Radiol. 1, 89-128.

[71] VAN DER LAARSE R., DE BOER R. (1990). "Computerized High Dose Rate Brachytherapy Treatment Planning". Brachytherapy HDR-LDR. Proceedings Brachytherapy Meeting: Remote afterloading. State of the Art. Ed. Martinez, Orton and Mould. 170-183.

[72] VAN DER LAARSE R., PRINS T. (1991). "Computerized Brachytherapy Treatment Planning for lung cancer". Selectron Brachytherapy Journal 5, 27-32.

[73] VAN DER LAARSE R., GRANERO D., PÉREZ-CALATAYUD J., MEIGOONI A.S., BALLESTER F. (2008). "Dosimetric characterization of Ir-192 LDR elongated sources". Med. Phys. 35, 1154-1161.

[74] VAN KLEFFENS H., STAR W. (1979). "Application of stereo X-ray photogrammetry (SRM) in the determination of absorbed dose values during intracavitary radiation therapy". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 5, 557-563.

[75] VERELLEN D. (1994). "On the determination of the effective transmission factor for stainless steel ovoid shielding segments and estimation of their shielding efficacy for the clinical situation". Med. Phys. 21, 1677-1684.

[76] WATERMAN F., HOLCOMB D. (1994). "Dose distributions produced by a shielded vaginal cylinder using a high-activity iridium-192 source". Med. Phys. 21, 101-106.

[77] WEEKS K., DENNET J. (1990). "Dose calculation and measurements for a CT compatible version of the Fletcher applicators". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 18, 1191-1198.

[78] WILLIAMSON J. F. (1988). "Monte Carlo and analytic calculation of absorbed dose near 137Cs intracavitary sources". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.15, 227-237.

[79] WILLIAMSON J. F. (1990). "Dose calculations about shielded gynecological colpostats". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 19, 167-178.

[80] WILLIAMSON J.F. (1996). "The Sievert integral revisited: Evaluation and extension to I-125, Yb-169 and Ir-192 brachytherapy sources". Int J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 36, 1239-1250.

[81] WILLIAMSON J., COURSEY B., DEWERD L., HANSON W., NATH R. (1998). "Dosimetric prerequisites for routine clinical use of new low energy photon interstitial brachytherapy sources". Med. Phys. 25, 2269-2270.

[82] WYCKOFF H.O. (1983). Reply Communication. Med. Phys. 10. 715-717.

[83] YOUNG M., BATHO H. (1964). "Dose tables for linear radium sources calculated by a electronic computer". Br. J. Radiol. 37, 38-44.

[84] ZOURARI, K., PANTELIS E., MOUTSATSOS A., PETROKOKKINOS L., KARAISKOS P., SAKELLIOU L., GEORGIOU E., PAPAGIANNIS P. (2010). "Dosimetric accuracy of a deterministic radiation transport based ^{192}Ir brachytherapy treatment planning system. Part I: single sources and bounded homogeneous geometries". Med. Phys., 37, 649-61.

Tema 6:
Sistemas de planificación II. Formalismo TG 43, evaluación de la dosimetría clínica y garantía de la calidad de los sistemas de planificación de tratamientos

Jesús María de Frutos Baraja

Sistemas de planificación II. Formalismo TG 43, evaluación de la dosimetría clínica y garantía de la calidad de los sistemas de planificación de tratamientos

Jesús María de Frutos Baraja
Servicio de Oncología y Radioterapia
Hospital Clínico Universitario. Valladolid
jesusm.defrutos.baraja@telefonica.net

1. Introducción

En el presente tema vamos a continuar viendo algunos aspectos de los sistemas de planificación en Braquiterapia. Concretamente, veremos un importante cambio en el formalismo del cálculo, originalmente pensado para implantes intersticiales y luego generalizado al resto por distintos autores y diversos métodos para evaluar cuantitativa y cualitativamente la dosimetría clínica, aunque se verán con más detalle cuando se traten los distintos sistemas de implantación. El final del tema estará dedicado a la importante cuestión del aseguramiento de la calidad en los sistemas de planificación de Braquiterapia. Además de una bibliografía básica que se indica en cada apartado, se incluyen un buen número de referencias que sirvan de consulta para ampliar información sobre estos temas.

2. Formalismo TG 43

2.1. Introducción

La AAPM constituyó el grupo de trabajo TG43 (Nath y cols. 1995) que ha recomendado un nuevo formalismo para BT intersticial, formalismo que se ha extendido y en el que aparecen caracterizados en la literatura las distribuciones de dosis absorbida alrededor de las fuentes. Por este motivo, se recoge a

continuación una breve descripción del mismo. En una revisión de este trabajo se recogen los avances referentes a las fuentes descritas en el trabajo original (Rivard y cols. 2004). Lo fundamental de este apartado está tomado del tema 5 del curso SEFM que tuvo lugar en Valencia en septiembre de 2002.

En este formalismo, las funciones y constantes se refieren exclusivamente al medio agua, siendo específicas para cada modelo de fuente.

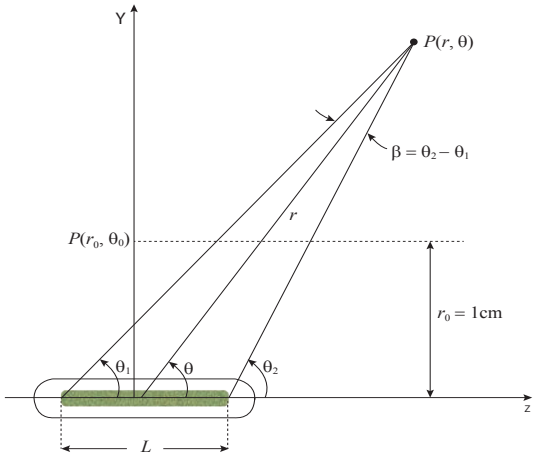


Figura 1. Sistema de referencia y definición de las coordenadas radiales y rectangulares respecto a la fuente. Tomada de Nath y cols. 1995, con permiso.

2.2. Expresión de la dosis absorbida

El formalismo supone una fuente con simetría cilíndrica, sobre la que se define un sistema de coordenadas polares con origen en el centro de la fuente y origen de ángulos en el eje longitudinal de ésta, como se muestra en la figura 1. En él se establece que la tasa de dosis absorbida se debe expresar, en su forma más general, como:

$$\dot{D}(r,\theta) = S_K \times \Lambda \times \frac{G_L(r,\theta)}{G_L(r_0,\theta_0)} \times g_L(r) \times F(r,\theta) \qquad (1)$$

donde r es la distancia radial desde el centro de la fuente en el plano que contiene a su eje, θ es el ángulo polar, S_K es el *"air kerma strength"* magnitud de especificación americana que coincide numéricamente con el TKRA, Λ es la constante de tasa de dosis absorbida, $G(r,\theta)$ es la función de geometría que tiene en cuenta la distribución del material radiactivo, $F(r,\theta)$ es la función de anisotropía que tiene en cuenta la dependencia angular de la absorción y

dispersión de fotones y $g(r)$ es la función radial que incluye la dependencia radial de la absorción y dispersión de los fotones en el medio a lo largo del eje transversal $(\theta = \pi/2)$. El punto de referencia (r_0, θ_0) es, $r_0 = 1$ cm y $\theta_0 = \pi/2$.

2.3. "Intensidad" de kerma en aire

La revisión de TG43 define la "intensidad de kerma en aire", S_K, como la tasa de kerma en aire en vacío y debido a fotones de energía mayor que δ a una distancia d y multiplicado por el cuadrado de esta distancia. Se incluye la energía de corte δ para excluir aquellos fotones de baja energía o procedentes de contaminación, por ejemplo en el encapsulado de la fuente y que no contribuyen a la dosis absorbida a distancias mayores de 1 mm.

$$S_K = \dot{K}(d) \times d^2 \tag{2}$$

2.4. Constante de tasa de dosis absorbida

La "Constante de tasa de dosis absorbida", Λ, se define como la tasa de dosis absorbida en agua a la distancia de 1 cm en el eje transversal de la fuente por unidad de S_K.

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_K} \tag{3}$$

La constante de tasa de dosis absorbida, Λ, se define para cada fuente en concreto; por tanto, incluye los efectos de la geometría, distribución espacial de radiactividad, encapsulado, autoabsorción y efecto del agua que rodea la fuente. Su relación con los términos tradicionales sería:

$$\Lambda = \overline{\left[\frac{\mu_{en}}{\rho}\right]}^{m}_{air} \varphi(r_0) G(r_0, \theta_0) \tag{4}$$

siendo $\overline{\left[\frac{\mu_{en}}{\rho}\right]}^{m}_{air}$ la razón de los coeficientes de absorción de energía másicos promediados para los espectros existentes en el medio m y en el aire, y $\varphi(r)$ la función que tiene en cuenta la atenuación de los fotones primarios y el efecto de los fotones dispersos en el medio (Dutreix y cols. 1982).

2.5. La función de geometría

El propósito de la función de geometría es, para la dosimetría clínica, mejorar la exactitud para estimar la tasa de dosis absorbida por interpolación a partir de datos tabulados. Desde el punto de vista físico, no tiene en cuenta la dispersión y atenuación y suministra una corrección basada en la ley del inverso del cuadrado de la distancia según un modelo aproximado de la distribución de radionucleido en la fuente.

Si se emplea la aproximación de fuente puntual, la expresión de la función de geometría es:

$$G_p(r,\theta) = r^{-2} \tag{5}$$

y si se emplea la aproximación lineal:

$$G_L(r,\theta) = \frac{\beta}{Lrsen\theta} \quad \text{si} \quad \theta \neq 0^0 \tag{6}$$

$$G_L(r,\theta) = \left(r^2 - \frac{L^2}{4}\right)^{-1} \quad \text{si} \quad \theta = 0^0 \tag{7}$$

siendo β el ángulo subtendido por la fuente desde el punto, L la longitud activa de la fuente y (r,θ) las coordenadas polares del punto respecto a la fuente, cuyo origen de radios es su centro y el de ángulos es su eje longitudinal (Figura 1).

2.6. La función de dosis radial

La función de dosis radial, $g_X(r)$, tiene en cuenta la absorción y dispersión en el medio a lo largo del eje transversal de la fuente. La X se debe sustituir por P cuando se emplee aproximación de fuente puntual o por L si se emplean fuentes lineales. Se define como:

$$g_X(r) = \frac{\dot{D}(r,\theta_0)}{\dot{D}(r_0,\theta_0)} \times \frac{G_X(r_0,\theta_0)}{G_X(r,\theta_0)} \tag{8}$$

En ella se incluye lógicamente el efecto del filtrado y material de la fuente en concreto. Viene a ser la tradicional función de atenuación y dispersión en el tejido, normalizada a 1 cm:

$$g(r) = \frac{\varphi(r)}{\varphi(r_0)} \tag{9}$$

2.7. La función de anisotropía

La función de anisotropía, $F(r, \theta)$, es la que tiene en cuenta la anisotropía de la distribución de dosis absorbida alrededor de la fuente. Proporciona la variación de dosis absorbida a cada distancia *r* debida a la autoabsorción, filtración oblicua, y la atenuación y dispersión de fotones en el medio:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)}{\dot{D}(r, \theta_0)} \times \frac{G_L(r, \theta_0)}{G_L(r, \theta)} \tag{10}$$

Existen en Braquiterapia intersticial fuentes en las que no es viable el control de su orientación, ya sea por el número, tamaño o por dificultades técnicas tanto en el implante como en la reconstrucción. Por tanto, no es posible aplicar las distribuciones 2D correspondientes. En esos casos, la contribución de cada semilla a la dosis absorbida en el tejido se puede aproximar mediante la dosis absorbida radial media integrando respecto al ángulo sólido alrededor de la fuente. Así, la función de anisotropía, $\Phi_{an}(r)$ unidimensional se define como el cociente entre la dosis absorbida promediada respecto al ángulo sólido y la dosis absorbida en el eje transversal, para una distancia r. No está recomendado el uso de la constante de anisotropía, definida por el TG 43, pues no reproduce los datos experimentales o calculados para distancias menores de 1 cm, siendo más recomendable emplear una función de anisotropía unidimensional. Decir finalmente que en la literatura han aparecido diversos trabajos relativos a la función de geometría cuestionando si era o no la adecuada. En cualquier caso (Kouwenhoven y cols. 2001), se razona claramente que el papel exclusivo de esta función es el de evitar la influencia de la caída de la dosis absorbida con el inverso al cuadrado, desmontando de manera razonada y contundente los trabajos previos que apuntaban en otro sentido.

2.8. Especificación de la metodología de la investigación de parámetros dosimétricos

La revisión del TG 43 da, además de un resumen de los parámetros dosimétricos de fuentes recientes que la versión antigua no puede recoger, recomendaciones para aquellos trabajos de investigación que busquen encontrar dichos parámetros para nuevas fuentes. Además, se recomiendan un conjunto mínimo de datos que deben recoger dichos trabajos (Tabla 1).

Métodos experimentales	Cálculos de Monte Carlo
1. Descripción de la geometría completa de la fuente.	**1.** Descripción del código empleado.
2. Geometría del experimento, orientación y descripción temporal.	**2.** Descripción de la librería de secciones eficaces.
3. Calibración del detector y respuesta en energía.	**3.** Espectro de la fuente.
4. Descripción completa del conjunto detector-electrómetro.	**4.** Método de cálculo de la dosis absorbida en agua y la "intensidad de kerma en aire".
5. Descripción del maniquí.	**5.** Geometría de la fuente y el maniquí.
6. Dimensiones del maniquí.	**6.** Composición y densidad másica de los materiales de la fuente.
7. Estimación de la influencia del volumen del maniquí.	**7.** Composición y densidad másica del maniquí.
8. Número de medidas efectuadas, fuentes empleadas y la desviación típica de los resultados.	**8.** Distribución del radionucleido en la fuente.
9. S_k e incertidumbre de las fuentes empleadas.	**9.** Análisis de incertidumbre.
10. Análisis de incertidumbres.	

Tabla 1. Especificación de la metodología de la investigación de parámetros dosimétricos.

2.9. Repercusión en la dosimetría de las fuentes

Además de los cambios en los parámetros que caracterizan las fuentes, quizá la mayor repercusión del TG 43 y sus revisiones venga de asumir los valores de la constante de tasa de dosis absorbida (Williamson y cols. 1999). En este formalismo es la conexión entre la tasa de dosis absorbida y la intensidad de la fuente. Los nuevos valores se diferencian de los antiguos porque ya no se asume que todos los fotones que contribuyen a la "intensidad" contribuyen a la tasa de dosis absorbida a algunos centímetros, puesto que los datos están tomados en maniquíes en los que las medidas no se ven afectadas por estos fotones de energías más bajas.

El impacto de estas recomendaciones ha sido grande pues todos los estudios publicados sobre nuevas fuentes recogen los parámetros del TG 43. También se revisa la dosimetría de fuentes que ya han sido ampliamente empleadas. Por ejemplo, de la fuente de ^{125}I modelo 6711 se tienen datos de su función de dosis radial calculada por métodos de Monte Carlo (Duggan 2004). También para ^{125}I se estudian mediante Monte Carlo o métodos experimentales, basados en este nuevo formalismo, fuentes nuevas con lo que se viene a completar la información necesaria antes de emplear las nuevas

presentaciones en la clínica como el modelo ISC3500 (Duggan 2004), la InterSource125 (Meigooni y cols. 2002), la LS 1 (Nath y Yue 2001), 2300 (Nath y Yue 2002), entre otros.

Otro radionucleido estudiado es el ^{103}Pd en su modelo Pd 1 (Meigooni y cols. 2003) e, InterSource103 (Reniers y cols. 2002). También se han revisado radionucleidos ya ampliamente utilizados, como diversas fuentes de ^{192}Ir para alta tasa (Pantelis y cols. 2002; Lliso y cols. 2001; Pérez-Calatayud y cols. 2001). También se han estudiado los parámetros recomendados para otras fuentes ampliamente empleadas como son las de ^{137}Cs (Ballester y cols. 2000; Pérez-Calatayud y cols. 2002; Liu y cols. 2004) o las de ^{198}Au (Dauffy y cols. 2005).

Como conclusión a este apartado, podemos decir que la revisión de los datos de las fuentes empleadas ha sido profunda y con influencia más o menos grande. Tras dicha revisión, lo más adecuado sería emplear los datos de consenso publicados por la AAPM y la ESTRO y comentados en capítulos anteriores.

2.10. Repercusión clínica del TG 43

La repercusión clínica de las recomendaciones del TG 43 también ha sido estudiada, aunque la mayoría de los autores advierten que el cambio de formalismo debe traer consigo un cambio en las dosis absorbida de referencia, por ejemplo en los implantes de próstata disminuyendo la prescripción de 160 a 144 Gy (Luse y cols. 1997; Bice y cols. 1998; Nath y Yue 2001). En cualquier caso, no se deben introducir cambios en el protocolo de cálculo sin consultar al radioterapeuta (Williamson y cols. 1999). Para Braquiterapia epiescleral además de una reducción de la dosis absorbida en el ápex del tumor de 100 a 85 Gy, se recomienda realizar la "aproximación de pequeñas distancias" para aquellas distancias menores de las que se dispongan datos de la función de dosis radial (Rivard y cols. 2004; Nag y cols. 2003). Por otra parte, un cálculo de las dosis absorbidas en órganos de riesgo en el ojo presenta valores más bajos, lo que está de acuerdo con la experiencia clínica (Krintz y cols. 2003).

También se han publicado recomendaciones para la implementación de la revisión del TG 43 por lo que se refiere al ^{125}I y al ^{103}Pd, afectando sobre todo a este último (Williamson y cols. 2005).

Como se ha dicho anteriormente, lo adecuado es usar los datos de consenso publicados.

3. Evaluación de la dosimetría clínica

3.1. Introducción

La evaluación de los tratamientos de Braquiterapia, en una definición restringida a la planificación, puede definirse como una condensación para interpretar una gran cantidad de datos en unos pocos números. La más obvia es la dosis absorbida de tratamiento que puede coincidir o no con la dosis absorbida prescrita. También mediante la observación de la distribución de dosis absorbida frente a las estructuras anatómicas, se puede hacer una aproximación del ajuste de la planificación a lo que se pretende. Para los implantes de Braquiterapia intravascular las imágenes pueden ser una exploración basada en cortes trasversales mediante ultrasonidos de la arteria tratada (Kirisits y cols. 2001). Algunos métodos más elaborados y que dan mejor idea de la adecuación entre lo prescrito y lo planificado se verán a continuación, aunque se estudiarán en los temas referentes a cada sistema de implantación. Buena parte de este apartado está basado en el capítulo 17 de la "AAPM Summer School 1994" (Anderson 1995).

3.2. Histogramas dosis-volumen

3.2.1. Introducción

El histograma dosis-volumen es útil para evaluar planes en el proceso de planificación individualizada y comparar sistemas de planificación. Sirve sobre todo para evaluar la uniformidad de dosis absorbida y la irradiación del tejido normal, así como el proceso de planificación o el proceso tras el implante y es el punto de arranque para cuantificar las probabilidades de control de la enfermedad y de complicaciones. Del estudio de los histogramas puede derivar la uniformidad de la dosis absorbida y el grado en el que el tejido normal es irradiado. Pueden facilitar tanto el proceso de precalificación como la evaluación después del implante. La importancia del histograma dosis-volumen radica en que la información obtenida de sus parámetros está correlacionada con los resultados del seguimiento clínico (Hoinkis y cols. 2004).

3.2.2. Histogramas integrales

Los histogramas integrales o acumulativos (Figura 2) representan el sumatorio de los vóxeles en función de la dosis absorbida empezando por la más alta. Se suelen limitar a una estructura específica, en cuyo caso es constante por debajo de la dosis absorbida mínima en esa estructura. El gradiente de la curva es una representación de la homogeneidad con la que la estructura está irradiada. Para

una dosis absorbida determinada el volumen irradiado a dosis absorbidas altas puede ser directamente deducido del diagrama.

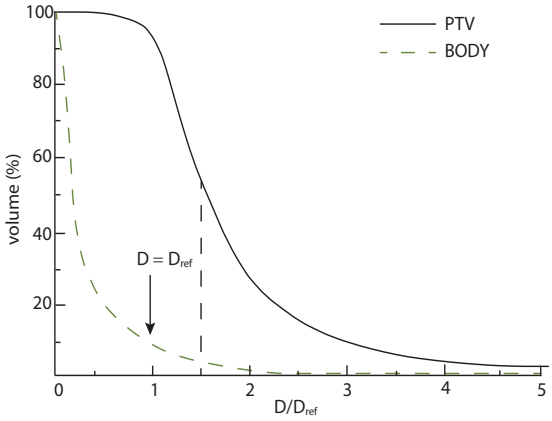


Figura 2. Histograma acumulativo para el PTV y toda la anatomía para un implante costal (Karouzakis y cols. 2002).

3.2.3. Histogramas diferenciales

En los histogramas diferenciales el eje de las abcisas o del volumen se divide en intervalos de igual anchura y en las ordenadas se representa el volumen en cada intervalo. El área bajo la curva en un intervalo representa el volumen irradiado entre esos dos valores. Como el histograma integral se puede representar para una única estructura.

3.2.4. Histogramas naturales

El histograma "natural" (Anderson 1986) trata de suprimir el efecto del cuadrado de la distancia para implantes de Braquiterapia para asegurar que el área bajo la curva entre dos valores de abcisas sea proporcional al volumen que recibe tasas de dosis absorbida entre estos dos valores. Esto se consigue (Moerland y cols. 2000) representando la distribución de volumen frente a una unidad u, que es la dosis absorbida elevada a 3/2, es decir

$$u(D) = D^{3/2} \tag{11}$$

Además, se resaltan pequeños cambios que sin esa modificación no serían visibles. Ha sido de gran utilidad, pero tiene el inconveniente de que no tiene en cuenta la anatomía del paciente (Baltas y cols. 1998), aunque es muy útil

para ver el grado de optimización de un implante (Anacak y cols. 1997) (Figura 3). En ocasiones, puede ser útil la observación conjunta de varios tipos de histogramas, como en los implantes de próstata y cuantificar con el histograma natural el riesgo de sub o sobredosificación y con el histograma acumulativo la cobertura del volumen de tratamiento (Moerland y cols. 2000). Como ejemplo, el histograma natural de una fuente puntual, sería una línea recta.

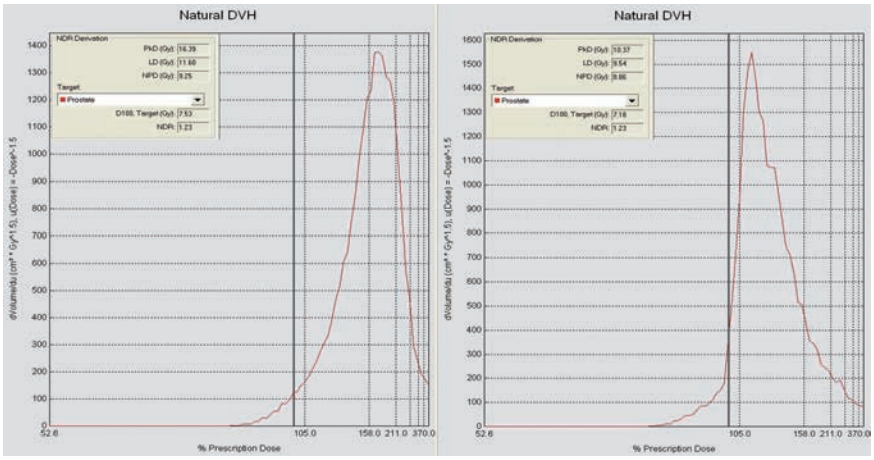


Figura 3. Histograma natural para dos implantes intersticiales con alta tasa. En el implante optimizado, el pico es más estrecho y el área bajo la curva es menor que en el no optimizado.

3.2.5. Obtención de los histogramas con imágenes anatómicas

Los sistemas de planificación modernos los calculan basados en imágenes anatómicas del paciente obtenidas de varias fuentes. Con la generalización de la Braquiterapia con TAC, el cálculo tridimensional de los histogramas aumenta la cantidad y calidad de la información (Das y cols. 2004). Por ejemplo, en algunos implantes ginecológicos, la comparación de los histogramas, demuestra que, al hacer la planificación mediante radiografías, se produce una sobreestimación de la dosis absorbida en el tumor, sobre todo en los estadios avanzados (Kim y Pareek 2003).

3.3. Índices de calidad

3.3.1. Introducción

Se han definidos varios parámetros dosimétricos para describir la "calidad" de los implantes de Braquiterapia como los mostrados en la tabla 2 (Baltas y cols. 1998; van der Laarse y Prins 1994; Meertens y cols. 1994).

Índice	Definición
Índice de cobertura	Fracción del volumen blanco que recibe una dosis absorbida igual o mayor que la de referencia
Índice de volumen externo	Cantidad de volumen de tejido sano que recibe una dosis absorbida igual o mayor que la de referencia
Índice relativo de homogeneidad de dosis absorbida	Fracción del volumen blanco que recibe una dosis absorbida entre 1 y 1,5 la de referencia
Índice de volumen sobredosificado	Fracción del volumen blanco que recibe una dosis absorbida mayor de dos veces la referencia
Índice de suma	Suma ponderada de los índices de cobertura, externo y relativo de homogeneidad de dosis absorbida
Índice de uniformidad	Sistema de puntuación basado en el histograma natural
Razón de uniformidad	Sistema de puntuación basado en el histograma diferencial

Tabla 2. Índices dosimétricos.

3.3.2. Especificación de algunos índices de calidad

Son numerosos los parámetros que dan una idea de la "calidad" de los implantes, y que se pueden encontrar en la bibliografía. Casi todos ellos hacen referencia a implantes de Braquiterapia intersticial de baja o alta tasa aunque a menudo se intentan adaptar a otros tipos de implantes.

Índice de homogeneidad de dosis absorbida. "*Dose homogeneity index, DHI*" **(**Wu y cols. 1988), definido para Braquiterapia, se conoce como la relación entre el volumen de tratamiento que recibe al menos el 150 % de la dosis absorbida de tratamiento y el volumen de tratamiento total. Es un índice muy empleado para los implantes intersticiales.

$$DHI = \frac{V_{100} - V_{150}}{V_{100}} \tag{12}$$

Índice conformacional. Tiene en cuenta tanto el volumen la cobertura de PTV por la dosis absorbida de referencia como la irradiación indeseada de tejido sano fuera del PTV (Baltas y cols. 1998). Se define como:

$$COIN = c_1 \times c_2 \tag{13}$$

con

$$c_1 = \frac{PTV_{ref}}{PTV} \tag{14}$$

y

$$c_2 = \frac{PTV_{ref}}{V_{ref}} \tag{15}$$

Índice de calidad. "*Quality index, QI*" (van der Laarse y Prins 1994), está basado en los histogramas naturales y, se calcula con la expresión:

$$QI = \frac{V(LD - HD)}{V(LD)} \times \frac{u(LD)}{u(LD) - u(HD)} \tag{16}$$

los significados de LD y HD se pueden ver en la figura 3. V es el volumen correspondiente y $u(D)$ es $D^{3/2}$.

Índice de uniformidad. "*Uniformity index, UI,*" (Anderson 1986), se define como:

$$UI = \frac{V(TD) - V(HD)}{V(TD)} \Big/ \frac{u(TD) - u(HD)}{u(TD)} \tag{17}$$

con los mismos significados que la ecuación anterior.

Índice de pico. Definido (Wong y cols. 1999) como:

$$PI = \frac{\frac{dV}{du}(PD) - \frac{dV}{du}(LD)}{\frac{dV}{du}(LD)} \Big/ \frac{u(LD) - u(HD)}{u(LD)} \tag{18}$$

Nuevo índice geométrico. Se define (Wong y cols. 1999) como la razón entre el índice de pico de un implante no optimizado real y el idealizado.

Razón de no uniformidad de dosis absorbida. Se define (Saw y Suntharalingam 1991) como la relación entre el volumen con una tasa de dosis absorbida alta y el volumen de referencia. Se considera que un volumen recibe una tasa de dosis absorbida alta cuando recibe dosis absorbidas mayores o iguales que la dosis absorbida de referencia multiplicada por un factor multiplicativo mayor que 1, normalmente 1,5 (Saw y Suntharalingam 1988).

El número conformacional. Se define (Van't Riet y cols. 1997) como:

$$CN = \frac{V_{T,ref}}{V_T} \times \frac{V_{T,ref}}{V_{ref}} \tag{19}$$

donde $V_{T,ref}$ es el volumen de PTV que recibe una dosis absorbida igual o mayor que la de referencia, V_T es el volumen del PTV y, V_{ref} es el volumen de tratamiento. El primer término indica la cobertura del PTV y el segundo el volumen sano que recibe una dosis absorbida igual o mayor que la de referencia.

3.3.3. Índices de homogeneidad para implantes de próstata

Se definen (Nag y cols. 1999) para evaluar las características de los implantes y son D100, D90, V90, V100, V150, que representan respectivamente, las dosis mínimas que recubren el 100 y el 90 % de la próstata y los volúmenes de próstata englobados por las dosis absorbida del 90, 100 y 150 %. El estudio de estos índices sirve para comparar, por ejemplo, sistemas de implantación (Matzkin y cols. 2003). Sin embargo, estos índices no dan cuenta, por sí mismos, de las diferencias en la distribución de dosis absorbida entre subvolúmenes de distintas próstatas, por lo que puede ser necesario ponerlos en relación con índices radiobiológicos (D'souza y cols. 2004). Otros valores como D10, D25 o D50 se emplean recientemente para predecir o explicar la frecuencia y la gravedad de efectos secundarios al tratamiento (Mcelveen y cols. 2004).

4. Garantía de la calidad de los sistemas de planificación

4.1. Introducción

Para obtener un resultado de calidad, la Braquiterapia (BT) ha de enfrentarse con unas dificultades añadidas en relación a la Radioterapia (RT) externa, que pueden resumirse en tres: el proceso de localización de las fuentes, la especificación de dosis absorbida (debido a los altos gradientes que presenta) que la hace menos precisa y exacta y la complejidad de ciertas aplicaciones

(Haie Meder y cols. 2002), añadidos a la posibilidades de optimización de algunos sistemas de planificación.

Esto ha provocado que, históricamente se haya definido, en general, el "Control de calidad" (CC) de forma menos rigurosa que en RT externa, de hecho, mientras que en RT externa se hablaba ya de una máxima desviación en la estimación de la dosis absorbida en los límites del 5%, en BT intracavitaria se estimaba en ±15% (Kutcher y cols. 1994).

Sin embargo, conforme los sistemas de medida y planificación se van perfeccionando, y los radiofísicos se van incorporando a este tipo de trabajo, las expectativas de mejorar esta situación son mayores. De hecho, en documentos más recientes (Nath y cols. 1997), basados en la actual experiencia en dosimetría, se apunta que la desviación que puede alcanzarse se sitúa entre 5 y 10% a una distancia entre 1 y 5 cm de una fuente de baja tasa de dosis absorbida y en lo que respecta a los cálculos de planificación deberían tener una desviación numérica de al menos ±2%.

Por otra parte, las recomendaciones y normativas internacionales se van haciendo eco cada vez más de la necesidad de implantación de "Programas de calidad" (PC), en todos los campos de la medicina, y en particular en el de la Braquiterapia. Así por ej., en España, esta obligatoriedad fue establecida por ley en el año 1998 (RD 1998).

Las cuestiones de CC en cualquier aplicación de la Braquiterapia serán las generales de BT más las que por sus características deban añadirse al tipo particular de tratamientos, siempre partiendo de la base de que el trabajo, y por tanto en su control de calidad, implica un esfuerzo multidisciplinario.

En general, una base fundamental en el establecimiento de cualquier técnica de tratamiento y en la correcta aplicación de los programas de calidad correspondientes, es la formación de todos los profesionales involucrados, pero no hay que olvidar que para que sea posible llevarlos a cabo deben existir unos medios materiales y humanos adecuados. Por otra parte, a la hora de establecer unos procedimientos de CC es preciso detenerse en todas y cada una de las etapas de realización de los tratamientos.

En el tema que nos ocupa nos centraremos en la etapa de planificación, y en particular en el control de los sistemas informáticos utilizados para ello, que es una faceta en la que los radiofísicos deben actuar casi en solitario, sólo limitados por las características particulares del SP utilizado.

En propiedad, el aseguramiento de la calidad de la planificación asistida por ordenador en Braquiterapia, tiene dos componentes básicos como son desarrollar las aplicaciones y emplearlas en la clínica. La fase de diseño tiene

varias etapas como son la definición de los requerimientos, la especificación de los algoritmos, la implementación del código, las pruebas de la aplicación, la instalación, y la fase de operación y mantenimiento (Neblet y Wesick 1995).

En este apartado nos referiremos al componente clínico del aseguramiento de la calidad de los sistemas de planificación. Es decir, a la fase que tiene que desarrollar el radiofísico hospitalario y su equipo. En lo que sigue, se va a intentar describir los parámetros fundamentales a controlar, así como las pruebas que se han desarrollado para ello, de acuerdo con la publicación del documento elaborado por el Grupo de Trabajo de la SEFM, y el tema 6 del curso SEFM sobre Braquiterapia de septiembre de 2002 en Valencia. Para la preparación de lo que sigue se han analizado diferentes documentos editados por otros autores o grupos de ámbito tanto nacional como internacional (Nath y cols. 1995; Kutcher y cols. 1994; Nath y cols. 1997; Fraas y cols. 1998; Pérez-Calatayud 1998; Williamson y cols. 1998; Yu y cols. 1999; López y cols. 2000; Pérez Calatayud y cols. 2000).

4.2. Aspectos generales

La consecución del objetivo de la Braquiterapia de administrar una dosis absorbida elevada en el volumen de tratamiento al tiempo que se preservan los tejidos sanos circundantes, depende de las distintas etapas de la planificación. La mayoría de los cálculos dosimétricos en Braquiterapia se realizan con la ayuda de un sistema informático que, aunque disminuye las posibilidades de error y simplifica el proceso global, puede producir el riesgo de dar por correcto un resultado sin pensar en todos los errores que se han podido introducir en cada eslabón de la cadena que es la planificación, desde la introducción de las fuentes hasta la impresión de las curvas de isodosis absorbida. Es, por tanto, de vital importancia verificar todos y cada uno de los pasos de la misma.

La importancia de este aspecto particular, encuadrado en todo el proceso de la Braquiterapia (Haie Meder y cols. 2002), ha movido a muchos grupos de profesionales a analizar en profundidad y a establecer protocolos particulares de actuación para realizar el CC de los sistemas de planificación en BT. En particular, la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), consciente de esta problemática, formó un grupo de trabajo encargado de la preparación de un documento guía para el CC de sistemas de planificación en Radioterapia, y, en particular, en Braquiterapia.

4.3. Desarrollo de las pruebas

4.3.1. Introducción

Existen dos tipos fundamentales de pruebas a realizar en un sistema de planificación en Braquiterapia. Por una parte, pruebas exhaustivas que tienen por objeto verificar cada uno de los pasos de la planificación, y, por otra, pruebas de funcionamiento global basadas en el cálculo de implantes típicos realizados tras la aceptación del equipo, y que se tienen guardados para su posterior comparación.

El primer tipo de pruebas se sugiere para la aceptación y referencia fundamentalmente, así como ante la sospecha de mal funcionamiento de algún aspecto concreto, mientras que el segundo, menos tedioso y mucho más rápido, se propone para la verificación periódica de la constancia y tras un cambio de software. Así, con el cálculo de estos planes se valida rápidamente la constancia de todos los aspectos, desde la especificación de la "intensidad" de las fuentes o la validez de los algoritmos de reconstrucción y de cálculo hasta la escala de la impresora.

Tampoco hay que perder de vista aquellos aspectos que por ley (RD 1998) son de obligado cumplimiento en lo que respecta a los sistemas de planificación en BT.

Todo el proceso de verificación podríamos esquematizarlo en lo que sigue. Unos primeros apartados que serían igual (salvo pequeñas particularidades) que en el caso de Radioterapia externa:

- Verificación del sistema Iinformático.
- Verificación de los archivos de datos de pacientes y aplicadores.
- Verificación del proceso de adquisición de datos anatómicos.
- Comprensión del algoritmo de cálculo.

Y otros que requieren tener en cuenta las características particulares de la Braquiterapia:

- Presentación y transferencia de resultados.
- Mantenimiento del fichero de fuentes.
- Diseño de implantes.
- Dosimetría de implantes.
- Verificación de implantes.

Como prueba de funcionamiento global puede proponerse la preparación de una prueba test que comprendería:

- Crear un implante.
- Verificar la información y posición de cada fuente.
- Calcular la dosis absorbida.
- Comparar con la prescripción de dosis absorbida.
- Evaluación del plan.
- Pruebas de cálculo independientes del SP. Estas pruebas pueden realizarse mediante aplicaciones diseñadas por el usuario que repiten de forma independiente los cálculos realizados por el SP (Carmona y cols. 2010). Otra herramienta disponible son los nomogramas, de forma que se compara el resultado de cada aplicación con lo que se predijo por ajustes analíticos sobre los resultados de cada institución y método de implantación (Pujades y cols. 2011).

Como se ha comentado, las pruebas descritas a continuación están tomadas del documento del Grupo de Trabajo de la SEFM sobre "Control de Calidad de los Sistemas de Planificación y Cálculo".

4.3.2. Verificación del sistema informático

4.3.2.1. Inspección general

Objetivo: comprobar que el equipo suministrado no presenta daños externos y su composición se ajusta a la descripción que figuraba en la oferta de compra**.**

Procedimiento: observar el estado general del embalaje. No deben existir señales de golpes, humedad, etc.

Comprobar la marca y modelo de cada componente; y hacer una relación de los manuales que incluyen y de soportes informáticos.

Comprobar que todos los componentes que configuran el sistema están incluidos.

Verificar la disponibilidad de licencias de software, las versiones adquiridas y su existencia.

Análisis de datos: el contenido ha de coincidir con la oferta realizada, y/o el concurso de adquisición.

4.3.2.2. Verificación de su funcionamiento, si es posible, independientemente del software de planificación

Objetivo: comprobar que los diferentes componentes del equipo suministrado funcionan correctamente.

Procedimiento: instalar cada componente y ejecutar los programas de ajuste de cada uno si los hubiera.

Proceder a la realización del *"autotest"* que se encuentre en el componente o que se considere oportuno: impresión de una página de prueba, prueba del plóter, escaneado de una imagen de prueba o sin imagen, envío de archivos por red, respuesta de la tableta digitalizadora, respuesta del teclado, funcionamiento de la tarjeta de vídeo y la pantalla.

Realizar un esquema de las conexiones de los diferentes componentes del sistema de planificación. Esto es importante, sobre todo si hay conexiones en red (TAC, RMN, cortador de bloques, otros puestos de trabajo, etc.); en este caso, convendría tener registradas las direcciones IP asignadas, así como enviar mensajes de prueba para el reconocimiento mutuo de los componentes.

Análisis de datos: revisar los resultados de cada *"autotest"*. Estimar posibles errores de funcionamiento.

Verificar las propiedades de cada uno de los componentes y que estas coinciden con las especificaciones de venta (por ej. a través del panel de control).

Establecer cuáles son los puertos de conexión de cada uno de los periféricos al ordenador y verificar su correcta comunicación.

Determinar si existen incompatibilidades entre puertos o entre el ratón y el puntero de la tableta, etc.

4.3.2.3. Funcionamiento de los archivos de datos, tanto de pacientes como de aplicadores

Objetivo: familiarizarse con la estructura de archivo de datos, comprobar que funciona correctamente y que no se pierden datos al acceder por diferentes rutas.

Procedimiento y análisis de datos: analizar las características del archivo para almacenar información relativa a los aplicadores o a los tratamiento de pacientes: capacidad total de la misma, espacio ocupado por los datos de un paciente, forma de almacenar los mismos (en un solo archivo, datos anatómicos, datos relativos a los campos de tratamiento, distribución de dosis absorbida, normalización, o en archivos diferentes), formato de la información almacenada, etc.

Comprobar si el sistema de almacenamiento de cada grupo de información: rutas de acceso, estructura de ficheros, etc., está de acuerdo con el descrito en el manual. Generar información para un grupo de pacientes de manera que se utilicen todas las posibilidades de almacenamiento de la información y comprobar la ruta de los datos. Verificar igualmente en caso de edición de datos almacenados.

Averiguar el tiempo de acceso a un dato en particular, y su posible evolución con el tiempo en función del número de pacientes o implantes.

Averiguar si es posible, recuperar fácil y correctamente un paciente que haya sido almacenado.

Investigar las formas de localización de un paciente (nombre, apellido, número de historia, fecha, etc.) o aplicador.

4.3.2.4. Transferencia y manipulación de imágenes

Objetivo: esta prueba, que se particularizará a aquellos tipos de imágenes utilizados en la práctica, según se realice planificación basada en imágenes de ultrasonidos (US) (red, vídeo, etc.), o de tomografía axial computarizada (TAC) (red, disco, etc.), tiene por objeto verificar la correcta transmisión de las imágenes y toda la información relativa a ellas desde los equipos que las forman al sistema de planificación.

Procedimiento: para realizar todas las pruebas de transferencia de imágenes, medida de distancias, escalas, respuesta según densidad, etc., se recomienda la utilización de un maniquí adecuado, con insertos de diferentes formas y materiales, de dimensiones (y densidad en el caso de TAC) conocidas.

Realizar al menos cinco imágenes con el equipo habitual de adquisición de imágenes (asegurándose que se obtiene información de las diferentes estructuras), con los parámetros de adquisición y reconstrucción que se usen en la práctica.

Imprimir las imágenes en placa fotográfica con dos formatos diferentes.

Enviar las imágenes al planificador por la vía usual (disco o red local).

Deberán comprobarse:

Datos generales (nombre, nº de historia, etc.).

- Posición, espesor y campo de visión de cada corte. Tamaño de la matriz de adquisición.
- Geometría.

- Posición del paciente con respecto al movimiento de la mesa (Iz, Dch, A, P, Pies delante, cabeza delante).
- El soporte físico para hacer la transferencia puede ser: cinta magnética, disco magnético, conexión directa, conexión telefónica, red local (lan).

Los errores pueden producirse por razones:

Intrínsecas. Valor del número CT del píxel (en TAC). Imágenes añadidas o perdidas. Geometría.

Extrínsecas. Datos generales del estudio. Posición del paciente con respecto a la mesa (Iz, Dch, A, P, pies, cabeza). Características de corte (Posición, espesor, campo de visión, tamaño de la matriz).

En cada uno de estos sistemas debe comprobarse primero la transferencia de los datos y además, la compatibilidad de formatos entre el equipo de imagen y el sistema de planificación.

Asegurarse con los proveedores de los equipos de imagen y del sistema de planificación, si los protocolos de transferencia de información son completamente compatibles.

Asegurarse que los soportes de transferencia son compatibles.

Anotar en diferentes imágenes del maniquí, obtenidas en distintas condiciones, los datos extrínsecos que se superponen a la imagen. Observar que la imagen está libre de artefactos.

Seleccionar diferentes puntos de la imagen que puedan reconocerse fácilmente y anotar el valor del pixel medido en el TAC.

Comprobar que las imágenes, una vez transferidas al planificador, son presentadas en pantallas correctamente libre de giros. En caso de que el planificador utilice herramientas de orientación para girar o reflejar las imágenes en función de la orientación del paciente en el equipo de imagen, asegurarse que la orientación introducida es correcta.

Anotar los datos intrínsecos y extrínsecos de la misma forma que se hicieron en el equipo de imagen.

Verificar las dimensiones de las diferentes estructuras del maniquí y sus posiciones relativas.

Verificar las posiciones de cada uno de los cortes.

Análisis de datos: anotar las diferencias existentes y evaluar el nivel de significación del error al utilizar las imágenes. Este puede afectar a los algoritmos de cálculo o simplemente a la información del paciente.

4.3.2.5. Funcionamiento de periféricos

Objetivo: comprobar el correcto funcionamiento de los diferentes dispositivos de entrada/salida.

Digitalizador automático de placas (escáner) y transferencia de sus imágenes al planificador

Procedimiento: ejecutar los procesos de ajuste y calibración recomendados por el fabricante.

Explorar las placas fotográficas con las imágenes del maniquí (de la prueba 3.3) de manera que todas las formas presentes en él estén incluidas en la imagen digitalizada. Comprobar las distancias entre puntos.

Medir el valor de la señal en diferentes puntos de los patrones circulares, y verificar que el valor relativo de densidades ópticas se mantiene constante.

Comprobar la transferencia de la posición relativa de varios cortes, los suficientes para reproducir la superficie de un cilindro.

Repetir con el otro formato.

Análisis de datos. Determinar:

El diámetro de los círculos de diámetro mayor y menor en el primer corte.

El diámetro de los círculos de diámetro mayor y menor en el último corte.

Comparar con las dimensiones reales y analizar la ausencia de distorsiones.

Valorar el nivel de ruido y verificar el valor relativo de densidades ópticas.

Comprobar la posición relativa de la imagen o puntos de interés en la pantalla.

Tableta digitalizadora y ratón.

Procedimiento: definir el rango de trabajo de la tableta digitalizadora en el SP.

Definir un sistema de coordenadas ortogonales como esté previsto en las utilidades del sistema.

Definir un implante fijando un origen y situar con respecto a él dos fuentes y diferentes puntos a distancias crecientes hasta la máxima área útil de la tableta, y en dos direcciones diferentes tanto las fuentes como los puntos. Mediante el ratón, usando zum hasta que sea preciso, localizar los puntos sobre la pantalla.

Análisis de datos: comparación de coordenadas y tamaños. Comprobar la linealidad de los puntos en ambos ejes dentro del rango de definición.

Observaciones: si se utiliza papel milimetrado comprobar la linealidad del mismo.

Plóter e impresora gráfica.

Procedimiento: imprimir el implante realizado anteriormente.

Repetir a dos escalas diferentes.

Análisis de datos. Comprobar:

Linealidad del sistema de coordenadas y su constancia con la dirección.

Verificar las distancias entre puntos impresos.

Comprobar la impresión de datos alfanuméricos.

Monitor

Procedimiento: visualizar el implante de la prueba 3.4.2 en el monitor. Comparar las imágenes en pantalla con las mismas obtenidas en placa o papel.

Análisis de datos: valorar:

La geometría de la imagen en la pantalla, y su dependencia con la posición.

La posible distorsión geométrica.

4.3.3. Sistema de unidades y sistemas de referencia

Objetivo: verificar la coherencia de los sistemas de unidades y de referencia.

Procedimiento: analizar en el planificador el implante de la prueba 3.4.2.

Comprobar que la dirección, sentido y escalas de los ejes de coordenadas se han transferido correctamente al sistema de coordenadas del implante.

Comprobar que las fuentes del implante están bien orientadas de acuerdo al sistema de coordenadas.

Repetir introduciendo la geometría del paciente a través de imágenes de TAC y escáner (si se dispone de esas utilidades).

Imprimir el resultado de una distribución de dosis absorbida y comprobar que el sistema de coordenadas mantiene su definición.

Imprimir el resultado alfanumérico de las características del tratamiento y comprobar que las características del tratamiento son correctas de acuerdo al sistema de coordenadas.

Análisis de datos: anotar las discrepancias observadas.

4.3.4. Comprensión del algoritmo de cálculo

Objetivo: analizar todos los aspectos del algoritmo de cálculo según figuran en los manuales del equipo.

Procedimiento: estudiar los manuales del equipo donde se describe el algoritmo de cálculo y complementar con la bibliografía referenciada en relación al mismo y analizar la compatibilidad del algoritmo con la aplicación clínica deseada.

Establecer cómo en el cálculo aspectos tales como heterogeneidades, blindajes, aplicadores, etc.

Es una prueba de aceptación de periodicidad inicial y tras cambios en el software. La tolerancia es funcional.

4.3.5. Presentación y transferencia de resultados

Objetivo. Comprobar que en los informes escritos, o en los datos transferidos, los resultados de la planificación coinciden con los que se muestran en pantalla.

4.3.5.1. Impresión de datos

Procedimiento: seleccionar un tratamiento e imprimir los datos finales de la planificación.

Análisis de datos: con el documento en la mano, comprobar la coincidencia de los parámetros con los que se presentan en el monitor.

Observaciones: prestar especial atención a aquellos planificadores, en los que los datos finales se imprimen por duplicado, según dos criterios distintos, o bien aquellos otros planificadores en los cuales el usuario puede modificar/seleccionar, la presentación final de los parámetros en la impresión.

4.3.5.2. Impresión de curvas

Procedimiento: preparar una planificación. Calcular una distribución de dosis absorbida, e imprimir (o enviar al plóter, según rutina) con dos escalas.

Repetir aplicando un zum.

Análisis de datos: analizar los resultados impresos (o dibujados en el plóter), verificando: dimensiones de las fuentes (según escala o con zum), escala de ejes o puntos de referencia, coincidencia de códigos de colores o grises entre los valores escritos y las curvas dibujadas, coincidencia de los datos de información del haz impresos con los introducidos en la planificación.

4.3.5.3. Exportación a equipos de tratamiento (carga diferida HDR, por ej.)

Procedimiento: preparar una planificación con tantos canales de transferencia de fuente como haya disponibles, cada uno con posiciones de parada y tiempos distintos.

Imprimir todos los datos.

Enviar a la unidad de irradiación.

Análisis de datos: verificar que todos los parámetros transferibles son correctos en la consola del equipo.

Observaciones: para evitar posibles errores de selección, esta verificación se realizará siempre antes de cada tratamiento real, no sólo en el plan de prueba.

4.3.6. Mantenimiento del fichero de fuentes

4.3.6.1. Librería de fuentes

Objetivo: verificar que cada una de las propiedades que se usan para describir a las fuentes son correctas y que se usan de forma coherente en el cálculo.

Procedimiento: introducir las propiedades solicitadas por el planificador que definirán la fuente en su utilización futura.

Introducir los parámetros que definen las propiedades de emisión de la fuente (tasa de kerma de referencia en aire).

Todavía quedan algunos sistemas de planificación en los que hay que introducir las propiedades geométricas de la cápsula y de absorción de la fuente y la cápsula si es posible, así como los coeficientes de los polinomios que determinan el factor de atenuación en tejido.

En los sistemas actuales, y es lo recomendado nacional e internacionalmente, se introduce la matriz de consenso y se verifica que los datos numéricos se reproducen por el sistema de planificación.

Imprimir los datos almacenados.

Análisis de datos: tras la introducción de todas las propiedades requeridas por cada SP, una segunda persona comprobará que los datos almacenados en el SP coinciden con los especificados en las tablas.

No sólo se comprobará la coincidencia de las características de las fuentes en la librería misma, sino también allí dónde aparezcan a lo largo de todo el

proceso de la planificación, desde las imágenes en pantalla hasta la impresión de los resultados de la dosimetría.

Observaciones: debe verificarse la compatibilidad entre los datos proporcionados por el suministrador de fuentes y los internacionalmente reconocidos sobre las unidades y factores de conversión de las mismas.

Hay que verificar que los algoritmos y los datos introducidos son compatibles con la aplicación clínica deseada (por ejemplo, considerar la idoneidad de las aproximaciones a fuente puntual, correcciones por blindajes del aplicador, si debe o no usarse la corrección por anisotropía, si se necesitaría algún dato extra para alguna aplicación especial y si éste puede introducirse en el SP, etc.). Debe realizarse previamente a las pruebas de especificación de la "intensidad" de las fuentes.

Es una prueba tanto de aceptación como de constancia. Su periodicidad es inicial, cada vez que se introducen o modifican las fuentes, o cuando se introducen fuentes nuevas. Cuando se dejan de utilizar es necesario asegurar que dejan de estar disponibles, para uso clínico, en el planificador. La tolerancia es la coincidencia exacta de la dosis absorbida.

4.3.6.2. Especificación de la "intensidad" de la fuente y conversiones entre magnitudes

Objetivo: verificar para cada fuente y para cada tipo de fuente la especificación de su "intensidad" y sus unidades en TKRA.

En algunos sistemas antiguos, verificar que las conversiones entre las diferentes magnitudes se realizan correctamente para cada tipo de fuente.

Procedimiento: examinar detalladamente el manual del SP para ver qué magnitudes se requieren para introducir una fuente o si se puede definir de diferentes maneras. En este último caso, si es posible, y de acuerdo con las recomendaciones internacionales, introducir la TKRA. Si no, introducir las magnitudes requeridas.

Para verificar que la fuente se ha introducido correctamente y que el algoritmo calcula correctamente, se debe:

Declarar y generar la fuente sin la corrección de atenuación ni dispersión en el tejido, es decir, que los coeficientes sean tales que esta función sea igual a 1.

Realizar un plan con la fuente y un punto de cálculo en el eje perpendicular de la misma a una distancia igual a la de calibración, o el más alejado que permita el SP.

Análisis de datos: comparar la TKRA calculada con la del certificado.

Observaciones: en el caso de que la función de atenuación del tejido no sea accesible, o la matriz de dosis absorbida haya sido directamente introducida en el SP, se puede hacer el cálculo anterior y aplicar externamente el valor de la función de Meisberger (Meisberger 1968) al valor de la TKRA del certificado para esa distancia.

En los sistemas en que se obliga a introducir actividades y constantes de tasa de dosis absorbida, éstas deben ser exactamente las que se hayan utilizado para el cálculo de la actividad a partir de la especificación del certificado, de esta manera no tiene transcendencia el valor concreto tomado de Γ_δ.

Hay que tener especial cuidado en los SP en los que haya una Γ_δ que no se pueda modificar y se requiera la introducción de la actividad de las fuentes, ya que la utilización de otra Γ_δ distinta a la que utilice el SP produciría un error considerable.

Es una prueba de aceptación, de referencia y de constancia, de periodicidad inicial y tras la introducción en el sistema de planificación de cada nueva fuente. La tolerancia es de ± 2 % entre el valor calculado y el del certificado.

4.3.6.3. Especificación de las constantes de desintegración o decaimiento

Objetivo: verificar que el cálculo del decaimiento de las fuentes se realiza correctamente para cada tipo de fuente.

Procedimiento: planificar un implante consistente en una única fuente (la que vamos a verificar). Introducir un punto de dosis absorbida a una distancia conocida y calcular la dosis absorbida D_1 en dicho punto para una duración t del implante. Cambiar la fecha de implantación por una posterior separada de la primera al menos un periodo de semidesintegración del radionucleido correspondiente y calcular la dosis absorbida D_2 en ese mismo punto durante el mismo tiempo t. Si no es posible cambiar la fecha de implantación, cambiar la del ordenador y realizar el cálculo.

Análisis de datos: D_1 deberá estar relacionado con D_2 mediante la ley exponencial de desintegración o decaimiento.

Observaciones: se debe conocer o determinar en qué momento del implante se especifica la "intensidad" de la fuente (al inicio, a mitad del mismo).

4.3.6.4. Inventario de fuentes

Objetivo: verificar que todas las fuentes que se encuentren disponibles para implantar, están introducidas en el SP. Comprobar que a las que ya no están en uso se les ha inhabilitado la posibilidad de utilización o se han borrado del SP.

Procedimiento: comprobar que en el menú de selección de fuentes del SP se encuentran todas las fuentes disponibles y sólo ellas.

Observaciones: en el caso de las fuentes para las que se realizan encargos especiales en cada caso, como en el caso de las semillas de ^{125}I, o para las que se realizan encargos frecuentes, como es el caso de las ^{192}Ir, hay que conocer cómo se manejan en el SP y cuándo se especifica la "intensidad" de las mismas para hacer el pedido correctamente.

4.3.7. Diseño de implantes. Introducción de fuentes y puntos

El primer paso en la planificación de Braquiterapia es la determinación de las coordenadas espaciales de las fuentes y su posición relativa a la anatomía del paciente.

Esto puede realizarse por diversos métodos: introducción de las coordenadas reales (implantes de geometría fija), obtención de películas radiográficas (ortogonales, estereotáxicas, isocéntricas, etc.), adquisición mediante exploraciones de TAC o ultrasonidos. Para la realización de las pruebas concernientes a este apartado de una manera sencilla y precisa es conveniente disponer de un maniquí, como los que se recomiendan en la bibliografía, la mayoría específicos para Braquiterapia (Baltas 1993; Feroldi y cols. 1992; Eudaldo 1995; Edmunson 1986; De Almeida y cols. 2002), aunque también se pueden emplear maniquíes de los empleados en radioterapia externa para verificación de la geometría (Chang y cols. 2009), que simule los tipos de fuentes que se vayan a utilizar en la práctica clínica, que pueda utilizarse para los diferentes métodos de reconstrucción, y que pueda ser fácilmente construido de manera artesanal, o bien puede comprarse, como los que se ofrecen para el control de calidad en Braquiterapia de próstata.

El material empleado para estas pruebas son maniquíes. Es una prueba de aceptación y su periodicidad es inicial, tras cambios de software o si existen sospechas de mal funcionamiento. La tolerancia es de ± 2 mm. Algunos de estos maniquíes se emplean en campañas de intercomparación transnacionales en el marco de Grupos de Trabajo representativos de asociaciones de Radioterapia y Física Médica (Manzano y cols. 2002).

4.3.7.1. Mediante películas radiográficas

Aunque ya no es un método extendido, los datos que se introducen para obtener las posiciones de las fuentes y puntos de cálculo pueden provenir, aún, de películas radiográficas. Los diferentes métodos existentes para pasar de las coordenadas en la película a coordenadas en el espacio relativas al paciente son descritos en detalle por Meli (Meli 1995); van desde considerar una

ampliación uniforme a toda la película hasta los diversos algoritmos denominados de reconstrucción geométrica en el que se utilizan las coordenadas de cada proyección para obtener las coordenadas espaciales. Dependiendo del método concreto, deberá verificarse la influencia de determinados parámetros.

Objetivo: comprobar la bondad de la reconstrucción espacial del implante mediante la introducción del mismo por medio de películas radiográficas (ortogonales o no) incidiendo en la no perpendicularidad, ampliación errónea y fuentes no correspondientes.

Procedimiento: adquirir imágenes radiográficas del maniquí según los procedimientos habituales de la institución. Se transferirán las imágenes al sistema de planificación vía red, vía tableta digitalizadora o vía escáner de películas. Cíclicamente se alteraran en un valor concreto, bien en la adquisición bien en la introducción según corresponda, alguno de los parámetros como perpendicularidad de películas, ampliación, identificación errónea de fuentes y/o puntos para verificar que el sistema detecta estos errores en la introducción.

Análisis de datos: se procederá a la reconstrucción del implante. Si el programa de cálculo permite mostrar las coordenadas X, Y y Z de cada punto reconstruido, se compararán las mismas con las del maniquí referidas a un origen predeterminado. Si esta edición de las coordenadas de los puntos no es posible, se verificará la exactitud de la reconstrucción imprimiendo con la ampliación apropiada los planos proyectados correspondientes a los planos introducidos y se verificarán las posiciones de las fuentes y de los puntos de dosis absorbida en la salida superponiendo sobre un negatoscopio las radiografías introducidas y los planos impresos.

Observaciones: mediante esta prueba queda también verificado el dispositivo de impresión y los posibles dispositivos externos de reconstrucción (caja, etc.).

Si se sospecha que un fallo en el resultado es debido únicamente al dispositivo de salida, debería verificarse que las coordenadas reconstruidas por el SP de los puntos y fuentes son numéricamente correctas.

4.3.7.2. Entrada mediante coordenadas reales

Objetivo: verificar que las coordenadas introducidas son las reproducidas por el SP.

Procedimiento: se introducirán las coordenadas reales de las fuentes y puntos para las técnicas habituales de la institución. En la introducción se alterarán cíclicamente valores de coordenadas para verificar que se cumple la tolerancia del sistema para detectar estos errores en la introducción (p. ej. longitud declarada de las fuentes).

Análisis de datos: se procederá a la reconstrucción del implante, se verificará la exactitud de los datos obteniendo impresiones en planos proyectados ortogonales y verificando las posiciones de las fuentes y puntos en la salida de datos proporcionada por el SP.

Observaciones: mediante esta prueba queda también verificado el dispositivo de impresión.

Si se sospecha que un fallo en el resultado es debido únicamente al dispositivo de salida, debería verificarse que las coordenadas reconstruidas por el SP de los puntos y fuentes son numéricamente correctas.

4.3.7.3. Mediante la adquisición de imágenes de tomografía computarizada (TAC)

Objetivo: valorar la bondad de la reconstrucción de fuentes y puntos mediante la entrada de datos a partir de imagen de TAC.

Valorar la influencia de los parámetros de adquisición: espesor de corte, espaciado, artefactos, etc, en la reconstrucción.

Establecer una técnica de adquisición adecuada.

Evaluar la exactitud en la reconstrucción de volúmenes si el SP calcula histogramas dosis-volumen (HDV) y éstos se van a utilizar en la práctica clínica.

Procedimiento: realizar cortes transversales y/o *"Scout View"* (según el método empleado por el SP) del maniquí que contenga fuentes de simulación similares a las que se implantarán. Se transmitirán las imágenes al SP según el procedimiento adecuado y se procederá a la reconstrucción de los implantes y puntos verificando que la imagen de la reconstrucción es correcta.

Análisis de datos: en la reconstrucción del implante, se verificará la exactitud de los datos comparando las coordenadas de cada fuente y punto del maniquí respecto a un origen de coordenadas predeterminado y conocido del mismo, con los obtenidos en la salida de datos proporcionada por el SP. Si no es satisfactorio el resultado, deberán variarse las características de la adquisición (disminuir el espesor de corte o el espaciado en el caso de cortes transversales) o sustituir los materiales de simulación por otros que produzcan artefactos menores.

En el caso de los SP que efectúen un reconocimiento automático de las fuentes (útil especialmente en el caso de planificación con semillas) se deberá verificar que todas las semillas presentes en el maniquí, son identificadas y que dos fuentes separadas 5 mm son detectadas como diferentes.

Para la verificación de la exactitud precisión en el cálculo de volúmenes, se comparará el volumen obtenido al realizar un HDV con el presente en el maniquí de verificación.

4.3.7.4. Programas de reconstrucción de las trayectorias de los aplicadores

Objetivo: verificar que la reconstrucción de las trayectorias de los aplicadores es correcta cuando el SP trabaja con trayectorias de aplicadores.

Procedimiento: obtener las placas radiográficas o la exploración de TAC con el aplicador conteniendo fuentes de simulación en todas las posibles posiciones. Introducir los datos en el SP.

Análisis de datos: obtener proyecciones ortogonales con la ampliación de las placas. Superponerlas a éstas y verificar la coincidencia de las trayectorias de los aplicadores impresas con las de las placas radiográficas.

En el caso de que se utilice la TAC, comprobar que la reconstrucción a escala real corresponde con las fuentes contenidas en el maniquí.

4.3.7.5. Implantes estereotáxicos

Objetivo: valorar la influencia del espesor de corte de las imágenes de TAC y del espaciado en la exactitud y precisión de la localización estereotáxica.

Establecer una técnica de adquisición adecuada.

Procedimiento: fijar el maniquí a la guía estereotáxica y determinar las coordenadas de un punto de prueba. Se deberán calcular las coordenadas estereotáxicas de dicho punto y evaluar el error cometido respecto de las reales.

Análisis de datos: si las marcas fiduciales aparecen en las imágenes como líneas en lugar de puntos o bien la desviación en las coordenadas estereotáxicas es mayor que la tolerancia deberá reducirse el espesor de corte. El espaciado debería ser igual al espesor de corte para no omitir ningún detalle.

4.3.8. Dosimetría de implantes

4.3.8.1. Coherencia entre modalidades de cálculo. Efecto de los parámetros dependientes de la emisión

Objetivo: para los SP que permitan diferentes modalidades de cálculo, es decir, que permitan llegar a un resultado final por distintos métodos (dosis absorbida total, tasa de dosis absorbida inicial, dosis promedio el día del implante, dosis total para un implante permanente y tiempo de implante), se debe verificar la coherencia entre éstos para cada tipo de fuente.

Procedimiento: introducir un implante cualquiera por el sistema habitual.

Definir una fuente y modificar los parámetros de "intensidad". Comprobar el cambio en los valores de tasa de dosis absorbida.

Prescribir una dosis absorbida D y calcular el tiempo total del implante T.

Introducir como prescripción este tiempo total T calculado y calcular la dosis absorbida total D'. D' debe ser igual a D.

Realizar este proceso con todas las modalidades de cálculo disponibles.

Análisis de datos: cada uno de los valores reproducidos en este proceso debe coincidir con el introducido originariamente.

4.3.8.2. Algoritmo de generación de fuentes

En este apartado se recogen las verificaciones que se efectuarían en los sistemas de planificación antiguos, escasos en número, pero todavía existentes. Como se ha comentado, la verificación recomendada en la actualidad es comprobar que el sistema de planificación reproduce al efectuar el cálculo, los datos de consenso publicados.

Verificación del algoritmo para cada tipo de fuente

Objetivo: verificar que el algoritmo utilizado por el sistema de planificación reproduce bien los cálculos de dosis absorbida. Analizar el efecto del factor geométrico. Analizar los parámetros dependientes de la absorción de la radiación.

Procedimiento: definir en el SP una fuente y diferentes puntos a diferentes distancias sobre el eje transversal de la fuente, sobre el axial y sobre diferentes ejes intermedios. Si la fuente presenta simetría esférica, o no se considerara el efecto de la anisotropía, bastará con tomar puntos sobre un eje cualquiera. La introducción por coordenadas es preferible, si es posible, ya que evita errores ligados a la imprecisión en la introducción.

Análisis de datos: comparar los valores proporcionados por el sistema de planificación para los puntos de las pruebas con los obtenidos a partir de las matrices de dosis o tablas de dosis absorbida. Si se encuentran discrepancias superiores a la tolerancia, deberán modificarse las características de las fuentes (tablas de factores de anisotropía, espesor o coeficientes de atenuación másicos de las paredes, coeficientes de autoabsorción, etc.) hasta que se encuentren dentro de tolerancias.

El tipo de prueba es de aceptación, de referencia y de constancia. La periodicidad es inicial, tras cambios de software y cada vez que se introduzca una fuente nueva en el sistema de planificación. La tolerancia es de ±2 mm.

Verificación de la influencia de la anisotropía

Objetivo: verificar si el SP es capaz de describir correctamente la anisotropía de las fuentes.

Procedimiento: definir en el SP una fuente y diferentes puntos a diferentes distancias sobre el eje transversal de la fuente, sobre el axial y sobre diferentes ejes intermedios. La introducción por coordenadas es preferible, si es posible, ya que evita errores ligados a la imprecisión en la introducción.

Análisis de datos: comparar los valores proporcionados por el sistema de planificación para los puntos de las pruebas con los obtenidos a partir de las matrices de dosis absorbida.

Si se encuentran discrepancias superiores a la tolerancia, deberán modificarse las características de las fuentes (tablas de factores de anisotropía, espesor o coeficientes de atenuación másicos de las paredes, coeficientes de autoabsorción, etc.) hasta que se encuentren dentro de tolerancias.

Observaciones: se debe conocer cómo trata el SP la anisotropía de las fuentes: si se introduce explícitamente en forma de tabla de factores de anisotropía, si se realiza algún cálculo de filtración por las paredes de la fuente, si se introduce un factor de anisotropía promedio, si no se realiza ningún tipo de corrección, etc.

Se debe valorar si es adecuada una corrección por anisotropía y qué tipo de corrección es más adecuada. Las fuentes esféricas del Selectron no necesitan de tal corrección dada su construcción; para las semillas de ^{125}I, dado que se implantan en gran número y éstas quedan con orientaciones aleatorias, se recomienda una corrección promedio; para tubos de ^{137}Cs o fuentes de ^{192}Ir es evidente que debe de existir corrección.

La metodología es idéntica a la de la prueba de verificación del algoritmo, por lo que se realiza simultáneamente.

El uso o no de corrección por anisotropía debe de quedar reflejado en la documentación de la dosimetría.

Es una prueba de aceptación y de referencia con periodicidad inicial, tras cambios de fuente y cada vez que se introduzca una nueva fuente en el sistema, con tolerancia de ±2 mm.

Efecto de los aplicadores

Objetivo: considerar la introducción de la influencia de los aplicadores.

Procedimiento: investigar si el SP incluye alguna manera de corregir por el efecto de los aplicadores y posibles blindajes.

Si es así:

Analizar el algoritmo utilizado, comprobando los parámetros necesarios para su definición.

Analizar los valores de dosis absorbida en las zonas afectadas.

En caso contrario, habrá que introducir la corrección de manera ficticia. Hay que considerar separadamente dos casos en función del tipo de aplicador:

Si su estructura metálica rodea homogéneamente a las fuentes manteniendo una simetría cilíndrica, se introducirá la capa del aplicador como parte de la fuente, si es posible incluyendo la filtración oblicua, reduciendo su TKRA en un factor de atenuación correspondiente.

Para su verificación, se definirá una fuente de TKRA conocida y varios puntos de cálculo. Se calculará la dosis absorbida en dichos puntos antes de la introducción del efecto de los aplicadores. Se introducirá este efecto de la manera explicada y se volverá a calcular la dosis absorbida en dichos puntos.

Si presentan blindajes especiales en ciertas zonas (por ejemplo, protecciones rectales o vesicales), en cuyo caso se modificará la contribución de dosis absorbida a los puntos situados en dichas zonas por un factor de atenuación promedio. Esta modificación sólo podrá ser manual sobre los resultados de la dosimetría; por tanto, no se podrá realizar verificación sobre el SP.

Análisis de datos: si se tienen en cuenta de forma automática, estimar la corrección en la dosis absorbida introducida por el aplicador.

En el caso de estructura metálica homogénea introducida como parte de la fuente, se comprobará que el cociente entre las dosis absorbidas en los puntos de cálculo después y antes de introducir el efecto de los aplicadores es justamente el factor de atenuación correspondiente.

Observaciones: esta prueba puede hacerse después de verificar el algoritmo, ya que tendremos calculados valores de dosis absorbida en distintos puntos sin el efecto del aplicador.

Se trata de una prueba de aceptación y constancia, de periodicidad inicial y tras cambio de software y que se debe repetir al introducir una nueva fuente o aplicador.

4.3.8.3. Suma de contribuciones

Objetivo: comprobar la exactitud de la suma de contribuciones de varias fuentes en un punto y verificar la importancia del efecto del redondeo en la TKRA de las fuentes.

Procedimiento: introducir en la librería de fuentes una fuente con una TKRA 100 veces superior a la real de la fuente que se vaya a verificar. Realizar un cálculo con 100 fuentes superpuestas y otro con una sola fuente de esta actividad, 100 veces superior.

Análisis de datos: comparar la dosis absorbida en un punto predefinido y en un tiempo dado en ambas situaciones.

Características de la prueba: de aceptación y referencia, de periodicidad anual y tras cambio de software, con una tolerancia de tolerancia ± 2 mm.

4.3.8.4. Evaluación de la planificación

Objetivo: verificar las herramientas disponibles para la evaluación del plan.

Procedimiento: calcular el histograma dosis-volumen "natural" (HDV) para una fuente puntual.

Calcular el histograma dosis-volumen "natural" para un implante de referencia.

Análisis de datos: comprobar que el HDV de la fuente puntual es una línea recta. Registrar el HDV del implante de referencia para comprobaciones posteriores y la influencia de la elección de parámetros de cálculo de HDV en el resultado.

Es una prueba de aceptación con tolerancia inicial y tras cambio de versión del sistema de planificación y una tolerancia de coincidencia.

4.3.8.5. Algoritmos de optimización

Objetivo: verificar el funcionamiento para asignar pesos o tiempos de parada.

Procedimiento: verificar el correcto posicionamiento de los puntos generados a una distancia determinada de la trayectoria de la fuente y calcular la dosis absorbida en alguno de esos puntos y comprobar que se ajusta a la prescrita.

Análisis de datos: comparar las coordenadas y las dosis absorbidas calculadas de los puntos con las esperadas.

Es una prueba de coincidencia, con periodicidad inicial y tras cambio de versión del sistema de planificación y tolerancia de coincidencia.

4.3.8.6. Normalización y prescripción de dosis absorbida

Objetivos: verificar los métodos de asignación de dosis absorbida a puntos concretos o promediando.

Procedimiento: una vez realizada la planificación, normalizar la distribución a un valor de referencia y observar los valores relativos de las curvas de isodosis absorbida. Calcular la dosis absorbida para un tiempo arbitrario, prescribir la dosis absorbida y comprobar los tiempos generados.

Análisis de resultados. Obtener las discrepancias entre los valores relativos obtenidos y los calculados y obtener la diferencia entre los tiempos calculados por el sistema para una dosis absorbida concreta.

Es una prueba de aceptación, con periodicidad inicial, tras cambio de software o introducción de nuevas fuentes. Tolerancia ±1 %.

4.3.9. Funcionamiento global. Planes de verificación

Objetivo: verificar que tras la introducción de una nueva versión del SP en la que en principio no ha habido grandes modificaciones (por ejemplo, sólo cambios en las opciones gráficas) el sistema calcula igual que antes de la introducción de dicha modificación.

Procedimiento: en el momento de la aceptación de un SP se realizará un plan de cada tipo de los que se implanten en rutina. Se guardarán en memoria y se conservarán tanto las hojas de resultados como las placas o el material utilizado en la introducción de los mismos.

Tras un cambio menor del programa de cálculo se volverán a introducir estos planes tipo y se recalcularán declarando como fecha del implante la del día en que se realizaron los planes tipo.

Análisis de datos: se verificará que los resultados coinciden con los que se tiene prealmacenados. Si la modificación no tiene que ver con la introducción de los datos, bastará con calcular los planes guardados en memoria y comparar los resultados con los que se tiene impresos.

4.3.10. Cálculos independientes del "Sistema de planificación" para aplicaciones clínicas estándar

Objetivo: realizar una revisión de cada plan clínico que pueda detectar errores del software así como del usuario.

Procedimiento: se trata de una serie de procedimientos para comprobar la dosis absorbida en puntos con geometría fija, dado que es habitual en Braquiterapia el cálculo de dosis absorbida en puntos de protocolo situa-

dos en las superficies de los aplicadores o a determinada distancia de éstos. Siempre que sea posible, el cálculo de dosis absorbida en puntos con geometría fija respecto a la fuente (o las fuentes) se debe aislar del proceso de reconstrucción. Los cálculos se pueden hacer a mano, por comparación con tablas o con hojas de cálculo preparadas al efecto (Sendón y cols. 2002). También se pueden utilizar y están disponibles aplicaciones basadas en ordenadores de bolsillo (Astrahan 2004).

A modo ilustrativo, se describen a continuación y para algunos de estos puntos utilizados en Braquiterapia de baja tasa, las simplificaciones adoptadas, los precálculos necesarios y los datos a introducir en cada verificación, tomados de Pérez-Calatayud (Pérez-Calatayud 1998).

Es una prueba periódica a repetir en cada implante y cambio de versión del planificador y tolerancia de coincidencia, salvo las diferencias introducidas por la incertidumbre en la definición de los puntos.

4.3.10.1. Comprobación de la dosis absorbida en los puntos A en Braquiterapia ginecológica

En los puntos A de una aplicación ginecológica completa, la dosis absorbida procedente del tándem se puede comparar con la de unos puntos A en una sonda recta.

Se calcula la tasa de dosis absorbida en una serie de puntos situados a 2 cm de la sonda o tándem localizados sobre las placas radiográficas.

Para la verificación, se determinan cuáles han sido las fuentes concretas de la aplicación y en función de la posición de los puntos "A" relativos a la sonda, se escoge el valor de la tasa de dosis absorbida correspondiente. Mediante esta simplificación la comprobación es muy rápida, siendo la fiabilidad mejor del 5% en el promedio de los dos puntos A.

4.3.10.2. Comprobación de la dosis absorbida base en implantes con bucles de ^{192}Ir

Un implante con varios bucles de ^{192}Ir se puede revisar en el plano de referencia aproximando los bucles a horquillas, es decir, tres trozos rectos. La longitud del puente se supone igual a la separación de las "patas" del bucle, y la de los tramos laterales a la mitad de la longitud total menos el puente.

Se introducen como datos las coordenadas de los puntos de corte con el plano de referencia, la distancia del plano de referencia a la parte superior del bucle y la longitud total del bucle calculado sobre las radiografías o sobre los cortes de TAC.

4.3.10.3. Cálculo de la dosis absorbida en superficie de colpostato y en punto rectal en BT ginecológica

Se suponen las cargas de los colpostatos alineadas paralelamente.

Se calculan las dosis absorbidas correspondientes a las posiciones de los puntos "superficie de colpostato" (para los diámetros posibles) y "punto rectal" (para un intervalo de separaciones).

Para la verificación, se introduce como dato el diámetro de los colpostatos, la separación de las cargas y su actividad.

Análisis de datos: comprobar la relación entre estos cálculos obtenidos por un método paralelo y el SP.

En el caso de alta tasa (Kubo y cols. 1998) se podrían resumir en:

4.3.10.4. Detección de errores en la actividad de la fuente, cambios no autorizados en los factores físicos o errores de cálculo que pueden afectar globalmente a la exactitud en el cálculo de dosis absorbida

Calcular la dosis absorbida a distancia suficientemente lejos del implante (por ej. 10 cm del centro) en dirección ortogonal al aplicador, donde la dosis absorbida se debe principalmente a la "intensidad" de la fuente y al tiempo total y no le afectan variaciones en los tiempos de cada posición.

Análisis de datos: la dosis absorbida media dividida por la "intensidad" real de la fuente y el tiempo total, se compara con el valor esperado que depende de la geometría del implante.

4.3.10.5. Verificación de resultados a distancias de prescripción de dosis absorbida

Puede realizarse utilizando:

Índices de resultados esperados en implantes tipo.

Diferentes formulaciones que se encuentran descritas en la bibliografía para chequear el tiempo total de tratamiento.

En ocasiones, es útil tener tabulados, en tasa de dosis absorbida, los tiempos resultantes para las distancias de los puntos de prescripción usuales, y corregir estas tasas por el factor de decaimiento de la fuente (Chakri y Thomadsen 2002).

4.3.10.6. Verificaciones experimentales del cálculo de la dosis absorbida

Aunque las medidas experimentales en Braquiterapia deben estar sujetas a las precauciones reflejadas en la literatura (Pérez-Calatayud y cols. 2000), el usuario puede realizar medidas para comparar con los datos suministrados por el sistema de planificación a efectos de investigación. De esta forma, se han sugerido maniquíes que pueden servir para comparar con un cálculo de dosis absorbida, por ejemplo para implantes ginecológicos (De Almeida y cols. 2002). También se han descrito sistemas para aplicaciones más específicas como la Braquiterapia epiescleral (Knutsen y cols. 2001).

5. Referencias

[1] ANACAK Y., ESASSOLAK M., AYDM A., ARAS A., OLACAK I., HAYDAROIGLU A. (1997). "Effect of geometrical optimization on the treatment volumes and the dose homogeneity of biplane interstitial brachytherapy implants". Radiother. Oncol. 45: 71-76.

[2] ANDERSON L.L. (1986). "A natural volume dose histogram for brachytherapy". Med. Phys. 13: 898-903.

[3] ANDERSON L.L. (1995). "Dose specification and quantification of implant quality". En Brachytherapy Physics, ed: Williamson J.F., Thomadsen B.R., Nath. R. AAPM Madison.

[4] ASTRAHAN M.A. (2004). "HDR quality assurance methods for personal digital assistants". Med. Dos. 29: 166–172.

[5] BALLESTER F., LLUCH J.L., LIMAMI Y., SERRANO M.A, CASAL E., PÉREZ-CALATAYUD J., LLISO F. (2000). "*A Monte Carlo investigation of the dosimetric characteristics of the CSM11 Cs 137 source from CIS*". Med. Phys. 27: 2182-2189.

[6] BALTAS D. (1993). "Quality assurance in brachytherapy with special reference to the microselectron HDR, Activity". International Selectron Brachytherapy Journal. Special Report No. 2.

[7] BALTAS D., KOLOTAS C., GERAMANI K., MOULD R.F., IOANNIDIS G., KEKCHIDI M., ZAMBOGLOU N. (1998). "A conformal index (coin) to evaluate implant quality and dose specification in brachytherapy". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 40: 515-524.

[8] BICE W.S., PRESTIDGE B.R., PRETE J.J., DUBOIS D.F. (1998). "Clinical impact of implementing the recommendations of AAAPM task group 43 on permanent prostate Brachytherapy using 125I". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 40: 1237–1241.

[9] CARMONA V., PÉREZ-CALATAYUD J., LLISO F., RICHARD J., BALLESTER F., PUJADES-CLAUMARCHIRANT M.C., VENSELAAR J.L.M. (2010). "A program for the independent verification of brachytherapy planning system calculations". J. Contemp. Brachyther. 2: 129-133.

[10] CHAKRI A., THOMADSEN B. (2002). "A quality management program in intravascular brachytherapy". Med. Phys. 29 2850-2860.

[11] CHANG L., HO S.Y., CHUI C.S., DU Y.C., CHEN T. (2009). "Verification and source position error analysis of film reconstruction techniques used in the brachytherapy planning systems". Med. Phys. 36: 4115-4120.

[12] D'SOUZA W.D., THAMES H.D., KUBAN D.A. (2004). "Dose–volume conundrum for response of prostate cancer to brachytherapy: Summary dosimetric measures and their relationship to tumor control probability". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 58: 1540–1548.

[13] DAS R.K., PATEL R., SHAH H., ODAU H., KUSKE R.R. (2004). "3D ct–based high dose rate breast brachytherapy implants: Treatment planning and quality assurance". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 59: 1224–1228.

[14] DAUFFY L.S., BRABY L.A., BERNER B.M. (2005). "Dosimetry of the ^{198}Au source used in interstitial brachytherapy". Med. Phys. 32: 1579-1588.

[15] DE ALMEIDA C.E., RODRIGUEZ M., VIANELLO E., FERREIRA I.H., SIBATA C. (2002). "An anthropomorphic phantom for quality assurance and training in gynaecological brachytherapy". Rad. Oncology 62: 75-81.

[16] DUGGAN D.M. (2004). "Improved radial dose function estimation using current version MCNP Monte Carlo simulation: Model 6711 and ISC3500 ^{125}I brachytherapy sources". Appl. Radiat. Isot. 61: 1443–1450.

[17] DUTREIX A., MARINELLO G., WAMBERSIE A. (1982). En *Dosimetrie en Curietherapie*, Masson, París.

[18] EDMUNSON G. (1986). Radiation Oncology Physics. Med. Phys. Monography nº 15. AAPM.

[19] EUDALDO T. (1995). "Requisitos y programa de aseguramiento de la calidad en un sistema de planificación computarizado en Braquiterapia. Parte II: Métodos de reconstrucción de un implante a partir de imágenes radiográficas". Ponencia al X Congreso Nacional de Física Médica. Libro de Comunicaciones. Salamanca.

[20] FEROLDI P., GALELLI M., BELLETTI S. (1992). "A comparison of accuracy of computer treatment planning systems in brachytherapy". Rad. Oncology 24:147-54.

[21] FRAASS B., DOPPKE K., HUNT M., KUTCHER G., STARKSCHALL G., STERN R., VAN DYKE J. (1998). "AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning". Med. Phys. 25: 1773-1829.

[22] HAIE-MEDER C., AUBERT B., DE CREVOISIER R., BRIOT E. (2002). "Recommandations pour le contrôle de qualité en curiethérapie". Cancer/Radiother 6: 190s–193s.

[23] HOINKIS C., HAKENBERG O.W., LEHMANN D., WINKLER C., WIRTH M.P., HERRMANN T. (2004). "Evaluation of Dose Volume Histograms after Prostate Seed Implantation. 4 Year Experience". Strahlenther. Onkol. 180: 550–556.

[24] KAROUZAKIS K., LAHANAS M., MILICKOVIC N., GIANNOULI S., BALTAS D., ZAMBOGLOU N. (2002). "Brachytherapy dose-volume histogram computations using optimized stratified sampling methods". Med. Phy. 29(3): 424-32.

[25] KIM R.Y., PAREEK P. (2003). "Radiography based treatment planning compared with computed tomography (CT) based treatment planning for intracavitary brachytherapy in cancer of the cervix: Analysis of dose volume histograms". Brachytherapy 2: 200–206.

[26] KIRISITS C., WEXBERQ P., GOTTSAUNER WOLF M., POKRAJAC B., ORTMANN E., AIGINGER H., GLOGAR D., PÖTTER R. (2001). "Dose volume histograms based on serial intravascular ultrasound: a calculation model for radioactive stents". Rad. Oncology 59: 329-337.

[27] KNUTSEN S., HAFSLUND R., MONGE O.R., VALEN H., MUREN L.P., REKSTAD B.L., KROHN J., DAHL O. (2001). "Dosimetric verification of a dedicated 3d treatment planning system for episcleral plaque therapy". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 51: 1159–1166.

[28] KOUWENHOVEN E., VAN DER LAARSE R., SCHAART D. (2001). "Variation in interpretation of the AAPM TG 43 geometry factors leads to unclearness in brachytherapy dosimetry". Med. Phys. 28: 1965-1966.

[29] KRINTZ A.L., IBBOTT G.S., FOLLOWILL D.S. (2003). "A reanalysis of the collaborative ocular melanoma study medium tumor trial eye plaque dosimetry". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 56: 889–898.

[30] KUBO H.D., GLASGOW G.P., PETHEL T.D., THOMADSEN B.R., WILLIAMSON J.F. (1998). "High dose rate Brachytherapy treatment delivery: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 59". Med. Phys. 25 (4), 375-403.

[31] KUTCHER G.J., COIA L., GILLIN M., HANSON W.F., LEIBEL S., MORTON R.J., PALTA J.R., PURDY J.A., REINSTEIN L.E., SVENSSON G.K. (1994). "Comprehensive QA for radiation oncology: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40". Med. Phys. 21: 581-618.

[32] LIU L., PRASAD S.C., BASSANO D.A. (2004). "Determination of 137 Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG 43 formalism". Med. Phys. 31: 477-483.

[33] LLISO F., PÉREZ-CALATAYUD J., CARMONA V., BALLESTER F., LLUCH J.L., SERRANO M.A., LIMAMI Y., CASAL E. (2001). "Fitted dosimetric parameters of high dose rate ^{192}Ir sources accordingto the AAPM TG43 formalism". Med. Phys. 28: 654-660.

[34] LOPEZ LOPEZ R., MILLÁN CEBRIÁN E., GARCÍA ROMERO A., LOZANO FLORES F.J., HERNÁNDEZ VITORIA A. (2000). "Control de calidad de las dosis absorbidas calculadas en un planificador de Braquiterapia de alta tasa. Estimación de errores y ajuste de parámetros para evitarlos". Revista de Física Médica 1(2):21-27.

[35] LUSE R.W., BLASKO J., GRIMM P. (1997). "A method for implementing the American Association of Physicists in Medicine Task Group 43 dosimetry recommendations for transperineal prostate seed implants on commercial treatment planning systems". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 37: 737-741.

[36] MANZANO F., PÉREZ-CALATAYUD J., CARMONA V., LLISO F., TORRES I. (2002). "Determinación de la exactitud en la reconstrucción espacial de implantes en Braquiterapia". Revista de Física Médica 3: 95-96.

[37] MATZKIN H., KAVER I., BRAMANTE-SCHREIBER L., AGAI R., MERIMSKY O., INBAR M. (2003). "Comparison between two iodine 125 brachytherapy implant techniques: pre planning and intra operative by various dosimetry quality indicators". Rad. Oncology 68: 289-294.

[38] MCELVEEN T.L., WATERMAN F.M., KIM H., DICKER A.P. (2004). "Factors predicting for urinary incontinence after prostate brachytherapy". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 59: 1395–1404.

[39] MEERTENS H., BORGER J., STEGGERDA M., BLOM A. (1994). Evaluation and optimisation of interstitial brachytherapy dose distributions. In: Mould R. F., Battermann J. J., Martinez A. A., Speiser B. L., eds. Brachytherapy from radium to optimization. Veenendaal, The Netherlands: Nucletron International 300-306.

[40] MEIGOONI A.S., YOE SEIN M.M., AL OTOOM A.Y., SOWARDS K.T. (2002). "Determination of the dosimetric characteristics of InterSource125 Iodine brachytherapy source". Appl. Radiat. Isot. 56: 589–599.

[41] MEIGOONI A.S., ZHANG H., PERRY C., DINI S.A., KOONA R.A. (2003). "Theoretical and experimental determination of dosimetric characteristics for brachyseed Pd 103, model Pd 1, source". Appl. Radiat. Isot. 58: 533–541.

[42] MEISBERGER L. (1968). "The effective attenuation in water of the gamma rays of ^{198}Au, ^{192}I, ^{137}Cs, ^{226}Ra and ^{60}Co". Radiology 90:953-958.

[43] MELI J.A. (1995). "Source localization". In Brachytherapy Physics, editado por Williamson J.F., Thomadsen B.R. y Nath R. Medical physics, Madison, W1, 235-254.

[44] MOERLAND M.A., VAN DER LAARSE R., LUTHMANN R.W., WIJRDEMAN H.K., BATTERMANN J.J. (2000). "The combined use of the natural and the cumulative dose volume histograms in planning and evaluation of permanent prostatic seed implants". Rad. Oncology 57: 279-284.

[45] NAG S., QUIVEY J.M., EARLE J.D., FOLLOWILL D., FONTANESI J., FINGER P.T., for The American Brachytherapy Society. (1999). "The American Brachytherapy Society recommendations for transperineal permanent brachytherapy of prostate cancer". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 44:789–99.

[46] NAG S., QUIVEY J.M., EARLE J.D., FOLLOWILL D., FONTANESI J., FINGER P.T., for The American Brachytherapy Society. (2003). "The American Brachytherapy Society recommendations for Brachytherapy of uveal melanomas". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.: 544–555.

[47] NATH R., ANDERSON L., LUXTON G., WEAVER K., WILLIAMSON J., MEIGOONI A. (1995). "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43". Med. Phys. 22. 209-234.

[48] NATH R., ANDERSON L.L., MELI J.A., OLCH A.J., STITT J.A., WILLIAMSON J.F. (1997). "Code of practice for Brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 56". Med. Phys. 24: 1557-1598.

[49] NATH R., YUE N. (2001). "Dosimetric characterization of a newly designed encapsulated interstitial brachytherapy source of iodine 125 model LS 1 BrachyseedTM". Appl. Radiat. Isot. 55: 813–821.

[50] NATH R., YUE N. (2002). "Dosimetric characterization of an encapsulated interstitial brachytherapysource of ^{125}I on a tungsten substrate". Brachytherapy 1:102-109.

[51] NEBLET D.L., WESICK J.S. (1995). "Quality Assurance of computer assisted treatement planning". En Brachytherapy Physics, ed: Williamson J.F., Thomadsen B.R., Nath R. AAPM Madison.

[52] PANTELIS E., BALTAS D., DARDOUFAS K., KARAISKOS P., PAPAGIANNIS P., ROSAKI MAVROULI H., SAKELLIOU L. (2002). "On the dosimetric accuracy of a sievert integration model in the proximity of 192Ir HDR sources". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 53: 1071–1084.

[53] PÉREZ-CALATAYUD J. (1998). "Planificación de tratamientos en Braquiterapia: Desarrollo de un sistema automatizado, cálculo de dosis absorbida por Monte Carlo y reconstrucción por TAC". Tesis doctoral, Universidad de Zaragoza.

[54] PÉREZ-CALATAYUD J., ARRANS LARA R., DE FRUTOS BARAJA J.M., GUISASOLA BERASATEGUI A., MACÍAS JAÉN J., VALVERDE MORÁN J. (2000). "Calibración, Matrices de dosis absorbida y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM". Revista de Física Médica 1:1-49.

[55] PÉREZ-CALATAYUD J., BALLESTER F., SERRANO ANDRÉS M.A., PUCHADES V., LLUCH J.L., LIMAMI Y., CASAL F. (2001). "Dosimetry characteristics of the Plus and 12i Gammamed PDR ^{192}Ir sources". Med. Phys. 28: 2576-2585.

[56] PÉREZ-CALATAYUD J., BALLESTER F., SERRANO ANDRÉS M.A., LLUCH J.L., PUCHADES V., LIMAMI Y., CASAL E. (2002). "Dosimetric characteristics of the CDC type miniature cylindrical Cs brachytherapy sources". Med. Phys. 29: 538-543.

[57] PUJADES M.C., CAMACHO C., PÉREZ-CALATAYUD J., RICHARD J., GIMENO J., LLISO F., CARMONA V., BALLESTER F., CRISPÍN V., RODRÍGUEZ S., TORMO A. (2011). "The use of nomograms in LDR-HDR prostate brachytherapy". J. Contemp. Brachyther. 3: 121-124.

[58] RD (1998). Real Decreto 1566/1998 por el que se establecen los criterios de calidad en Radioterapia. B.O.E. 206".

[59] RENIERS B., VYNCKIER S., SCALLIET P. (2002). "Dosimetric study of a new palladium seed". Appl. Radiat. Isot. 57: 805–811.

[60] RIVARD M.J., COURSEY B.M., DEWERD L.A., HANSON W.F., SAIFUL HUQ M., IBBOTT G.S., MITCH M.G., NATH R., WILLIAMSON J.F. (2004). "Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations". Med. Phys. 31: 633-674.

[61] SAW C.B., SUNTHARALINGAM N. (1998). "Reference dose rates for single and double plane ^{192}Ir implants". Med. Phys. 13:391-392.

[62] SAW C.B., SUNTHARALINGAM N. (1991). "Quantitative assessment of interstitial implants". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 20: 135-139.

[63] SENDÓN J.R., DE FRUTOS J.M., SÁNCHEZ G., DEL CASTILLO A., PEREDA N., LÓPEZ LARA F., HERNANDO I. (2002). "Cálculo independiente de la dosis absorbida en un punto como verificación de la planificación de los tratamientos ginecológicos de baja tasa". Radioprotección mayo 2002: 146-148.

[64] VAN DER LAARSE R., PRINS T. P. E. (1994). Comparing the stepping source dosimetry system and the Paris system using volume dose histograms of breast implants. In: Mould R. F., Battermann J. J., Martinez A. A., Speiser B. L., eds. Brachytherapy from radium to optimization. Veenendaal, The Netherlands: Nucletron International 1994: 352-372.

[65] VAN'T RIET A., MAK A.C.A, MOERLAND M.A., ELDERS L.H., VAN DER ZEE W. (1997). "A conformation number to quantify the degree of conformality in brachytherapy and external beam irradiation: Application to the prostate". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 37: 731-736.

[66] WILLIAMSON J. F., COURSEY B.M., DEWERD L.A., HANSON W.F., NATH R. (1998). "Dosimetric prerequisites for routine clinical use of new low energy photon interstitial brachytherapy sources". Med. Phys. 25, 2269-2270.

[67] WILLIAMSON J., COURSEY B., DEWERD L., HANSON W., NATH R., IBBOT G. (1999). "Guidance to users of Nycomed Amersham and North American Scientific Inc, ^{125}I Interstitial Sources: Dosimetry and calibrations changes: recommendations of the American Association of Physicist in Medicine Radiation Therapy Committee Ad Hoc Subcommittee on Low Energy Seed Dosimetry". Med. Phys. 26, 570-573.

[68] WILLIAMSON J.F., BUTLER W., DEWERD L.A., HUQ M.S., IBBOTT G.S., LI Z., MITCH M.G., NATH R., RIVARD M.J., TODOR D.(2005). "Recommendations of the American Association of Physicists in Medicine regarding the Impact of Implementing the 2004 Task Group 43 Report on Dose Specification for ^{103}Pd and ^{125}I Interstitial Brachytherapy". Med. Phys. 32: 1424-1439.

[69] WONG V.Y., LEUNG T.W., WONG C.M. (1999). "Relative dose uniformity assessment in interstitial implants". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 44: 1179–1184.

[70] WU A., ULIN K., STERNICK E.S. (1988). "A dose homogeneity index for evaluating ^{192}Ir interstitial breast implants". Med. Phys. 15: 104-107.

[71] YU Y., ANDERSON L.L., LI Z., MELLENBERG D.E., NATH R., SCHELL M.C., WATERMAN F.M., WU A., BLASKO J.C. (1999). "Permanent prostate seed implant Brachytherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 64". Med. Phys. 26 (10): 2054-2076.

Tema 7:
Garantía de calidad de fuentes y aplicadores. Equipos de carga diferida automática en Braquiterapia. Garantía de calidad de los equipos de baja tasa

Jesús María de Frutos Baraja

Garantía de calidad de fuentes y aplicadores. Equipos de carga diferida automática en Braquiterapia. Garantía de calidad de los equipos de baja tasa

Jesús María de Frutos Baraja
Servicio de Oncología y Radioterapia
HOSPITAL CLINICO UNIVERSITARIO. Valladolid
jesusm.defrutos.baraja@telefonica.net

La parte fundamental de este tema está basado en la labor del "Grupo de trabajo de Braquiterapia" de la SEFM y los temas 7 y 8 del curso SEFM que tuvo lugar en Valencia en Septiembre del 2002. Además, se ha intentado actualizar con las últimas recomendaciones de la ESTRO (ESTRO 2004), y bibliografía reciente que reflejan las últimas tendencias y actividades relacionadas con las cuestiones tratadas en este tema.

1. Garantía de calidad en Braquiterapia

1.1. Propósito de la garantía de calidad

El propósito de un programa de garantía de calidad en Radioterapia es asegurar que todos los dispositivos, sean mecánicos, radiactivos o informáticos, usados para la planificación y administración de tratamientos y para el aseguramiento de la calidad funcionen de forma segura (Nath y cols. 1997), y dicho programa debe asegurar los objetivos que se pretenden (Jones 1995).

En Radioterapia estos objetivos son lograr el nivel deseado de exactitud y precisión en el suministro de la dosis absorbida prescrita (Kutcher y cols.1994).

1.2. Responsabilidades

El responsable de la realización de las pruebas de garantía de calidad y de las pruebas de aceptación de las fuentes, aplicadores y equipos antes de su uso

clínico es el radiofísico hospitalario, que deberá contar con los medios adecuados para este propósito. Estos controles deberán constar en el programa de garantía de calidad de cada institución (SEFM 1994).

1.3. Justificación para la garantía de calidad en Braquiterapia

Como se hace en Radioterapia externa, para conseguir la protección del paciente, el tratamiento se ha de realizar de una manera tan exacta y segura como sea prácticamente posible, características que deben gobernar también el uso de los procedimientos y sistemas e instrumentos involucrados en el tratamiento (SEFM 1994).

Por otra parte, en Braquiterapia hay una serie de requisitos fundamentales. Por una parte suministrar la dosis absorbida prescrita dentro de los límites aceptables de exactitud (Jones 1995; Jones y Finst 1991). Además, debe asegurarse que ni el paciente, ni el personal que le atiende ni el público se irradian innecesariamente (Jones 1995; Jones y Finst 1991; AAPM 1984). Por este motivo, el sistema de garantía de calidad debe cubrir todos los aspectos que tengan que ver con el tratamiento del paciente (Jones 1995).

1.4. Reglas generales de la garantía de la calidad

La garantía de calidad de los dispositivos de Braquiterapia debe incluir las pruebas de aceptación inicial (Nath y cols. 1997). Su propósito no es sólo determinar que el sistema funciona como marcan las especificaciones sino identificar todas sus características operacionales de tal manera que se dé al usuario la posibilidad de ser un experto en su uso, desarrollando sus potencialidades para tratar pacientes. El programa de garantía de calidad se repetirá a intervalos prefijados y servirá para confirmar que las características operativas de los equipos permanecen invariables con el paso del tiempo.

Otros aspectos del programa, de los que no vamos a hablar en estos temas, deben incluir el desarrollo de entrenamiento para personal de enfermería y técnicos tanto de Radioterapia como de Radiofísica que vayan a intervenir en la realización de tratamientos y en la cumplimentación de los registros (Nath y cols. 1997).

La garantía de calidad de los dispositivos de Braquiterapia constará de unas pruebas de aceptación y referencia inicial y unas pruebas periódicas de control de calidad (Nath y cols. 1997).

1.5. Elementos importantes de un programa de garantía de calidad

Cuatro son los elementos importantes comunes a todos los programas de garantía de calidad (Jones y Finst 1991).

El radiofísico hospitalario es el responsable de preparar el programa y asegurarse que el personal implicado lo conoce y que dicho programa se cumple.

El programa debe documentarse en detalle sobre todo en lo referente a las pruebas que deben realizarse, así como el procedimiento para llevarlas a cabo y su frecuencia. Debe existir un registro de los resultados de estas pruebas.

Debe estar redactado a la luz de recomendaciones nacionales o internacionales.

Debe revisarse periódicamente, para poder mejorarlo a la luz de la experiencia.

En conclusión, lo que se necesita es asegurar que fuentes de actividad y tipo correctos, se coloquen de forma correcta en el aplicador, como se ha establecido en las radiografías, el escáner, la resonancia o la ecografía de simulación, durante el periodo de tiempo necesario para administrar la dosis absorbida prescrita por el oncólogo radioterapeuta (Williamson 1991).

2. Garantía de la calidad de las fuentes

2.1. Introducción

Como decíamos en la introducción, uno de los propósitos de la garantía de calidad en Braquiterapia es tratar al paciente con el correcto tipo de fuente. Por este motivo, es fundamental recoger la mayor cantidad posible de información sobre la fuente. También decíamos que debe obtenerse la TKRA. Además, tenemos que conocer la distribución de dosis absorbida que dicha fuente presenta. Asimismo, para garantizar la seguridad del personal que atiende al paciente, como la del propio paciente, debemos asegurarnos que esa fuente permanece sin fugas. Es decir, que el radionucleido permanece en su encapsulamiento.

2.2. Descripción de la fuente

2.2.1. Introducción

Justificación

Las características de la radiación de una fuente encapsulada son fuertemente dependientes de la distribución de la actividad dentro de la fuente y de los detalles del encapsulamiento de la fuente (Kutcher y cols. 1994). Por este motivo, es responsabilidad del usuario obtener dicha información (Kutcher y cols. 1994; AAPM 1984) que tiene implicaciones tanto para la exactitud de la calibración (AAPM 1984) como para el cálculo de la dosis absorbida (AAPM 1984; AAPM 1993) y evaluar las implicaciones que se trasladan a la dosimetría clínica. Además toda esta información puede orientar al usuario sobre la forma de uso de la fuente (Jones 1990). Gran parte de las implicaciones de estas características en la dosimetría de las fuentes para implantes intersticiales, están recopiladas en diversas publicaciones que se han ido actualizando para dar cabida a los nuevos modelos de fuentes que se han incorporado a la disponibilidad clínica (Nath y cols. 1995; Rivard y cols. 2004; Rivard y cols. 2007).

La información recogida debe hacer referencia a aspectos como el radionucleido, la forma físico-química del radionucleido, su encapsulamiento, la distribución del radionucleido dentro de la fuente y la uniformidad de esta distribución, sus dimensiones y su esquema de configuración (Pérez-Calatayud y cols. 2000; RD 1998). En fuentes esféricas, como las empleadas en algunas unidades de baja tasa con ^{137}Cs, podría verificarse la simetría, es decir, que el radio sea el mismo en todas las direcciones (Leung 1983).

Realización y procedimiento

En ocasiones bastará con hacer una revisión exhaustiva del certificado de calibración (AAPM 1993). Cuando sea preciso, toda la información que se juzgue necesaria debe ser recabada del fabricante o suministrador (Amersham 1993; CIS 1992), y debe dejarse constancia de todos estos datos en los registros y protocolos de aceptación de las fuentes (SEFM 1994; AAPM 1984; Ling y cols. 1983). Además, toda esta información puede ser completada con datos bibliográficos (AAPM 1984).

Periodicidad

Evidentemente, toda esta información debe ser recogida de forma inicial, antes del uso clínico de las fuentes (AAPM 1984; AAPM 1993; RD 1998).

Tolerancias

Además de aplicar las tolerancias documentadas, cuando se tengan en cuenta dimensiones la tolerancia a aplicar es ±1 mm (Nath y cols. 1997; RD 1998).

2.2.2. Radionucleido

Justificación

El radionucleido es la forma más básica de caracterizar una fuente de Braquiterapia. Salvo variaciones, por su construcción y sobre todo por el encapsulamiento, es lo que va a proporcionar las características energéticas y dosimétricas que vamos a utilizar en la planificación del tratamiento (Pérez-Calatayud y cols. 2000).

Método

Normalmente se verifica indirectamente el radionucleido mediante el cálculo del periodo de semidesintegración a partir de medidas periódicas de la TKRA de la fuente (Pérez-Calatayud y cols. 2000), aunque es necesario ser cuidadoso con la posible contaminación de la fuente con otros radionucleidos inestables, como puede suceder con el ^{126}I, en las fuentes de ^{125}I (Kubo 1983). Algunos fabricantes dan el espectro energético de la fuente como parte de la documentación técnica (Amersham 1993; CIS 1992). Algunos autores también lo usan para caracterizar las fuentes, aunque no es una técnica disponible en un servicio de Radiofísica (Ling y cols. 1983; Wierzbicki y Meyer 1993).

Frecuencia

Inicialmente (RD 1998; Pérez-Calatayud y cols. 2000).

Tolerancia

La documentada (Pérez-Calatayud y cols. 2000).

2.2.3. Forma físico-química

Justificación

El conocimiento de la forma físico-química debe llevar a obtener información tanto de la composición química del radionucleido, por ejemplo cesio absorbido en esferas de cerámica (AAPM 1984; Jones 1990), como de las características físicas como la densidad o el coeficiente de absorción (AAPM 1984). También deben registrarse posibles casos de inestabilidad química o cambios físicos que, si bien son responsabilidad del fabricante, pueden tener efecto sobre los pacientes (AAPM 1984; Kutcher y cols. 1994). Del mismo

modo, las características físicas pueden tener efecto sobre la autoabsorción y, por tanto, sobre la distribución de dosis absorbida. La presencia de impurezas puede requerir un periodo de almacenamiento antes de su uso (Jones 1990). Finalmente, el conocimiento de la forma físico-química tiene mucha relevancia en el caso de que sea necesario actuar en caso de rotura de la fuente o pérdida de estanqueidad de la misma (AAPM 1984; Kutcher y cols. 1994; CSN 1987).

Método y procedimiento

Toda la información que no pueda ser obtenida del certificado debe ser recabada del fabricante (AAPM 1984; SEFM 1994; Kutcher y cols. 1994; Amersham 1993; CIS 1992).

Periodicidad

El registro de estas características debe realizarse inicialmente, antes del uso clínico de las fuentes (Kutcher y cols. 1994; RD 1998).

Tolerancia

Debe coincidir con los datos que el usuario tenga documentado sobre esta fuente (Kutcher y cols. 1994).

2.2.4. Encapsulamiento

Justificación

Debe disponerse de información sobre los materiales, dimensiones y esquemas que ilustren las dimensiones de la fuente con su encapsulamiento (SEFM 1994). Estas particularidades influyen tanto en la calibración, la distribución de dosis absorbida y el espectro energético (AAPM 1984, Jones 1990; Kutcher y cols. 1994; Ling y cols. 1983) como en la integridad de la fuente (CSN 1987; Jones 1990) y el modo en que dichas fuentes pueden ser usadas clínicamente (Jones 1990).

Puede cambiar no sólo con los radionucleidos sino también con los fabricantes (Kutcher y cols. 1994; AAPM 1984). Por ejemplo, las fuentes de ^{137}Cs son doblemente encapsuladas, algunas de ^{125}I y ^{103}Pd, poseen un único encapsulamiento y otras doble, y el ^{192}Ir consta de un núcleo radiactivo y un revestimiento inactivo.

Método y procedimiento

La información sobre el encapsulamiento debe obtenerse del fabricante (AAPM 1984, Kutcher y cols. 1994; Amersham 1993; CIS 1992; ITS 1997) y están disponibles en las referencias que describen cada tipo de fuente. El usuario

puede corroborar esta información mediante la superposición de autorradiografías y radiografías de transmisión (Nath y cols. 1997).

Periodicidad

Debe obtenerse la información, antes del uso clínico de las fuentes (Nath y cols. 1997; Kutcher y cols. 1994; SEFM 1994; RD 1998).

Tolerancias

Debe permanecer dentro de lo documentado para nuestro tipo de fuente (Kutcher y cols. 1994).

2.2.5. Distribución del radionucleido y uniformidad de la fuente

Justificación

El radionucleido, dentro de su encapsulamiento, puede estar distribuido de forma continua o en celdas (Kutcher y cols. 1994; AAPM 1984; Jones 1990), puede estar repartido de forma uniforme o no, ya sea de forma intencionada o por defecto de fabricación o la longitud activa puede no estar centrada en la fuente. El usuario de una fuente de Braquiterapia necesita conocer todos estos extremos porque pueden afectar a la calibración y a la distribución de dosis absorbida de esta fuente. En el caso de fuentes compuestas por varios granos o semillas se debe monitorizar, tanto la uniformidad de la TKRA entre los componentes, como la separación entre los mismos y comparar con las especificaciones.

En ocasiones, el fabricante suministra autorradiografías con las fuentes, pero el usuario debe realizar sus propias comprobaciones cuando adquiera nuevas fuentes (Jones 1990). En las unidades de carga diferida con trenes de fuentes configurables, es posible realizar autorradiografías para verificar que la distribución no ha cambiado por los continuos choques entre fuentes reales y espaciadores (Leung 1983).

Método y procedimiento

El método más recomendado para verificar la distribución del radionucleido y la uniformidad de la fuente es la autorradiografía, en la que se pueden ver de forma clara si existen grandes faltas de homogeneidad (Kutcher y cols. 1994; AAPM 1984; Williamson 1991; Jones 1990). Para mejorar las imágenes obtenidas se puede emplear un soporte con un alojamiento de las mismas dimensiones que la fuente para mantener una presión uniforme sobre él y la película que puede ir contenida en un sobre o directamente en contacto con la fuente. De esta forma se garantiza que la fuente permanece en contacto con la película.

La autorradiografía puede ir complementada con radiografía de las fuentes (Kutcher y cols. 1994; Williamson 1991; Nath y cols. 1997) y puede ser de gran ayuda el empleo de un densitómetro o una aplicación de análisis de placas.

Para verificar la localización y actividad relativa de las fuentes que componen los trenes se ha sugerido el empleo de un dispositivo experimental en el que el detector esté muy colimado (Jones 1990).

Cuando las fuentes son muy pequeñas, como en el caso de las fuentes de ^{125}I, se ha sugerido la realización de la autorradiografía a través de una cámara con un "*pinhole*", logrando una ampliación de un factor 5. El problema es que el tiempo de exposición para está técnica es de varias horas, pero permite el estudio de la homogeneidad de la distribución para fuentes de ^{125}I modelo 6702 (Alberti y cols. 1993).

Frecuencia

Además de la realización inicial de esta verificación (Nath y cols. 1997; Kutcher y cols. 1994; SEFM 1994; Williamson 1991; Jones 1990; RD 1998), se recomienda hacer una verificación anual.

Tolerancia

La fuente debe permanecer en el estado que nos haya marcado la especificación del fabricante o que tengamos documentada en las pruebas de aceptación (Kutcher y cols. 1994). Sucesivas variaciones deben dar lugar a diferencias no mayores del $\pm$1 % (RD 1998).

2.2.6. Identificación de la fuente

Justificación

La necesidad de poseer un sistema de identificación de las fuentes queda claro desde el momento en que en una gammateca se puede disponer de fuentes con el mismo radionucleido, pero de distinta actividad (CIS 1993). Un método fiable de identificación supondrá una disminución en la posibilidad de cometer errores de utilización (AAPM 1984), y disminuirá la posibilidad de exposición del personal (Kutcher y cols. 1994; AAPM 1984). Todas las fuentes deben ser identificables, pero es en las fuentes de vida media larga, donde puede existir más disparidad de TKRA donde la identificación, por ejemplo, con marcas grabadas, debe ser claramente identificable (Jones 1990). En cada operación que se realice con una fuente debe hacerse constar su identificación y en el caso de lotes de fuentes, donde no se puedan identificar de forma individual, se anotará el lote al que pertenecen (Pérez-Calatayud y cols. 2000).

Método

Ciertamente, no existe un método de identificación aceptado universalmente (Kutcher y cols. 1994). Las marcas grabadas en alguna parte de la fuente o el portafuente son difíciles de leer y además pueden provocar irradiación del personal (Kutcher y cols. 1994; AAPM 1984). Los códigos, como los colores, tienen que ser repasados periódicamente.

En cualquier caso, el sistema de identificación debe ser simple, fácil de efectuar y duradero, y deben tenerse en cuenta las recomendaciones del fabricante (AAPM 1984). En ocasiones, las dimensiones de la fuente nos darán la identificación (Williamson 1991), y también puede ser útil la realización de una autorradiografía (Nath y cols. 1997).

Frecuencia

La identificación de las fuentes debe hacerse siempre antes de comenzar con su uso clínico (Nath y cols. 1997; Kutcher y cols. 1994; SEFM 1994; Williamson 1991).

Tolerancia

La documentada (Pérez-Calatayud y cols. 2000).

2.2.7. Modelo de fuente

Justificación

Antes de su primer uso clínico el usuario debe verificar que el modelo de fuente que va a emplear es el correcto, porque el diseño de la fuente es importante tanto para el cálculo de dosis absorbida como para la calibración. En el caso del ^{192}Ir, existen distintas combinaciones de núcleo y encapsulamiento, que quizá no lleven a diferencias dosimétricas significativas, pero sí pueden suponer distintas respuestas en los detectores de pozo.

El ^{125}I usado habitualmente en implantes permanentes, se puede usar también en implantes temporales, en implantes cerebrales u oculares. Existen varios modelos disponibles que, además de suponer distintas características de anisotropía, que puede ser importante en volúmenes pequeños y espectros energéticos, provocan también distintas respuestas en las cámaras de pozo (Williamson 1991). La distribución de dosis absorbida también puede ser distinta según la fuente empleada, sobre todo en regiones de dosis absorbida alta (Beyer y cols. 2001).

En algunas fuentes de "intensidad" baja, se puede detectar alteraciones en el espectro originadas por la presencia de impurezas en los materiales que las conforman (Yue y cols. 2009). Estas alteraciones pueden ser temporales, con lo

que nos encontraríamos con espectros también variables con el tiempo y parámetros dependientes y otras características también variables relacionadas con la protección radiológica y la detección. Se han detectado, por ejemplo, dependencias temporales en fuentes de ^{103}Pd fabricadas antes de 2005, que podían introducir variaciones significativas en los valores de CHR y CDR, capas hemi y décimorreductora.

Método

Es una información que tiene que venir especificada en el certificado del suministrador (SEFM 1994). Algunos autores, emplean un detector de Ge para distinguir entre modelos de fuentes (Ling y cols. 1983).

Tolerancia

La documentada en el certificado de la fuente.

Frecuencia

A la recepción de las fuentes (RD 1998).

2.2.8. Dimensiones y esquema de configuración

Justificación

El conocimiento de las dimensiones es fundamental para conocer su compatibilidad con el aplicador que vamos a emplear. El diseño y esquema de configuración, como la distribución y uniformidad del material activo, es importante para caracterizar la fuente para el cálculo, para generar una matriz base o para utilizar una de las publicadas. El material activo puede estar distribuido en forma continua o en celdas. Se debe determinar su distribución de acuerdo con la información del suministrador (Pérez-Calatayud y cols. 2000).

Método

Además de la información recabada del fabricante (Amersham 1993; CIS 1992; ITS 1997), se puede verificar mediante el empleo de radiografías y autorradiografías. Se pueden superponer ambas y comparar ambas (Pérez-Calatayud y cols. 2000).

Frecuencia

Se debe realizar a la recepción de la fuente (Nath y cols. 1997; RD 1998).

Tolerancia

$\pm$1 mm (Nath y cols. 1997).

2.3. Calibración. Verificación de la TKRA

Justificación

Esta es la característica más importante de la fuente. Función de ella, junto con la dosis absorbida prescrita, es el tiempo que la fuente permanece implantada en el paciente (Pérez-Calatayud y cols. 2000).

Aunque todos los suministradores de fuentes de Braquiterapia suministran una medida de la TKRA, no es prudente fiarse sólo de este valor para la dosimetría clínica. Cada institución debería tener la capacidad para verificar esta TKRA antes de emplear las fuentes para tratamientos, y es responsabilidad de la institución esta calibración (Jones 1995; Kutcher y cols. 1994; Jones y Finst 1991; Williamson 1991; Jones 1990). Si la medida de la TKRA coincide con la del suministrador las fuentes pueden emplearse. Si no, sería necesario ponerse en contacto con el fabricante para averiguar las causas de esta discrepancia (Nath y cols. 1997; Kutcher y cols. 1994).

Idealmente, todas las fuentes deben ser calibradas en la institución. Sin embargo, en la práctica no siempre es viable por limitaciones de tiempo, exposición del personal, etc., aunque sí debe hacerse con las fuentes de vida media larga. Para las fuentes de vida media corta, deben medirse, al menos, el 10 % de las que compongan el lote y aplicar el método de inferencia estadística (Nath y cols. 1997; Kutcher y cols. 1994).

En el Real Decreto (RD 1998) se establece como prueba para fijar el estado de referencia inicial de las fuentes de Braquiterapia.

Método

En capítulos precedentes se ha hablado de los métodos de calibración de las fuentes de Braquiterapia. Además de conocer la TKRA de las fuentes mediante el certificado del fabricante (SEFM 1994), y los métodos comentados, es posible conocer la TKRA relativa entre fuentes mediante la realización de una autorradiografía de todas las de un mismo lote y procediendo a la comparación de las densidades ópticas (AAPM 1993), aunque es un método muy complejo y con posibilidad de una alta incertidumbre.

Frecuencia

Inicialmente debe procederse tanto a la calibración de las fuentes como a la comparación de las mismas cuando sean parte de un lote, como en las fuentes de vida media corta destinadas a implantes permanentes (Nath y cols. 1997; Kutcher y cols. 1994; SEFM 1994; Williamson 1991; AAPM 1993; RD 1998). Para las fuentes de uso intersticial, y en general para todas las de vida media

corta, debe realizarse en cada uso. Anualmente se debe repetir la calibración para fuentes de vida media larga.

En el Real Decreto (RD 1998) se establece que se verifique mensualmente de manera rotatoria de forma que se complete con la mitad de las fuentes semestralmente y todas anualmente.

Tolerancias

La tolerancia para fuentes de vida media larga suele estar en el 3 % de diferencia con el fabricante (Kutcher y cols. 1994; RD 1998). Referencias más antiguas lo cifran en el 5 % (Jones 1990).

Para fuentes de vida media corta, la media del lote debe desviarse un 3 % como máximo y la desviación de la media entre fuentes el 5 % (Kutcher y cols. 1994; Williamson 1991; RD 1998). En las referencias también existen tolerancias para fuentes de vida media larga, como las empleadas en algunas unidades de carga diferida (Wilkinson 1982; Jones 1994).

Cuando se hagan sucesivas verificaciones de la tasa de kerma de referencia en aire deben coincidir con el valor de referencia una vez corregido por el decaimiento de la fuente dentro de la incertidumbre de la medida (RD 1998).

2.4. Uniformidad de la TKRA

Justificación

En adición a la verificación de la TKRA de la fuente, debe verificarse que, para fuentes lineales, como los hilos de ^{192}Ir, y también en el caso de semillas unidas, como los conjuntos de fuentes de ^{125}I, la TKRA lineal es constante (SEFM 1994). En ocasiones, por efecto de la curvatura de fuentes en forma de hilos se pueden provocar pequeñas áreas de menor TKRA lineal (Jones 1990).

Método

Además de los métodos descritos mediante detector de pozo, es posible la verificación mediante autorradiografía, con lo que además obtendremos un medio de detectar una posible contaminación al cortar los hilos (Williamson 1991; Jones 1990).

Frecuencia

Se debe realizar esta verificación inicialmente y antes de cada uso (SEFM 1994).

Tolerancia

5 % (Jones 1990).

2.5. Estanqueidad de la fuente

Justificación

Las fuentes deben ser examinadas para prevenir la existencia de contaminación superficial y fugas del material radiactivo para proceder a su retirada y aislamiento (SEFM 1994; Jones y Finst 1991; Williamson 1991; CSN 1987).

En el caso de fuentes de vida larga, ^{137}Cs, el material radiactivo está contenido en una forma no soluble y no volátil, y además está doblemente encapsulado, por lo que esta prueba iría destinada a la verificación de la integridad del encapsulamiento (Nath y cols. 1997). Las fuentes esféricas pueden sufrir daños por los continuos choques contra otras fuentes o los espaciadores (Leung 1983).

Algunos autores (Nath y cols. 1997), consideran que en el caso de estas fuentes, y si su inspección visual o documentación del uso que han tenido no indican la posibilidad de daño en el encapsulamiento de acero, no parece indicada la realización de esta prueba con frecuencia fija. Tampoco encuentran indicada su realización en fuentes de HDR toda vez que se dispone de un certificado de no contaminación emitido por el fabricante.

Sí encuentran necesaria la realización de la prueba de estanqueidad en fuentes de ^{125}I que, además de encontrarse en forma volátil, están frágilmente encapsuladas por una delgada capa de titanio, por lo que deben estudiarse antes de su reutilización o después de una manipulación intensiva. En el caso de las fuentes intersticiales de un solo uso, como las empleadas en implantes permanentes de próstata, no se puede hacer en la práctica.

Otros recomiendan que se realice a pesar de que el fabricante lo haya hecho. En cualquier caso, sí es una buena práctica, el rastreo mediante un detector adecuado de los tubos guía y aplicadores una vez retiradas las fuentes (Jones 1990).

Método

Existe una completa guía para la realización de la prueba de estanqueidad de las fuentes radiactivas aplicable a las de Braquiterapia (CSN 1987).

Es una prueba de cuya realización debe de quedar constancia en el certificado del fabricante que además debe incluir el método empleado (SEFM 1994; Jones 1990). Cuando se realiza por el usuario debe incluir una inspección visual y algún ensayo de hermeticidad, tomando las precauciones para eliminar riesgos indebidos (Jones 1990; CSN 1987).

La prueba más empleada es la realización de un frotis cuidadoso de la superficie de la fuente con un material absorbente, preferiblemente por vía húmeda con alcohol, agua destilada, etc., y la posterior determinación de la acti-

vidad del material radiactivo recogido (Jones 1990; CSN 1987). Si existe mucho riesgo de irradiación para la persona que realiza la prueba, se puede llevar a cabo en una superficie del equipo que contenga la fuente, como pueden ser los tubos guía o por la zona por la que se mueve la fuente (Jones y Finst 1991).

Se debe tener un cuidado especial cuando se realicen frotis sobre fuentes con un espesor de encapsulamiento muy delgado, a fin de evitar cualquier tipo de deterioro (Jones 1990; CSN 1987).

Un detector adecuado puede ser un Geiger-Müller o un contador de centelleo que detecte 37 Bq, (1,0 nCi) (AAPM 1993). Para encontrar un valor de seguridad se multiplica la lectura del detector por un factor 10 (Jones 1990).

Frecuencia

La prueba de estanqueidad debe hacerse en la recepción de las fuentes (Nath y cols. 1997; AAPM 1993), y también anualmente (SEFM 1994; Williamson 1991; Jones 1990).

Tolerancias

Una fuente puede considerarse estanca, no contaminada, si la actividad recogida sobre dicha fuente no supera los 185 Bq, (5 nCi) (AAPM 1993; CSN 1987). En la prueba de frotis sobre una superficie del equipo que contiene la fuente, la lectura no debe exceder de 18,5 Bq (0,5 nCi).

En cualquier caso, en nuestro país, la tolerancia vendrá dada por lo establecido en la correspondiente legislación (RD 1998).

Como en el caso de otras pruebas el Real Decreto (RD 1998) establece que se realizará de forma mensual rotatoria de forma que semestralmente se verifiquen la mitad de las fuentes y al cabo de un año se verifiquen la totalidad.

2.6. Distribución de dosis absorbida

Justificación

Debido a su construcción, distribución del radionucleido o al encapsulamiento, las fuentes de Braquiterapia presentan anisotropía en los extremos. Este efecto es más importante en fuentes lineales pequeñas aunque en algunos casos de fuentes puntuales este efecto es despreciado en el cálculo de la dosimetría clínica (AAPM 1993), en ocasiones, porque es muy difícil determinar la posición final de estas fuentes (Yu y cols. 1999) sustituyéndose por un factor de anisotropía medio (Nath y cols. 1995). En ocasiones, tener en cuenta la anisotropía puede ser un medio para optimizar la dosimetría clínica (Astrahan y cols. 1990). En cualquier caso el usuario debe conocer y registrar este efecto (RD 1998), determinar si se ha medido y está en la bibliografía, asegurándose

de que se trata del mismo modelo de fuente que él utiliza, y si es posible verificar la distribución de isodosis por alguno de los métodos citados más adelante (AAPM 1993; Jones 1990).

Método

Lo primero que hay que decir es que lo más aconsejable es buscar en la bibliografía los estudios referentes al tipo de fuente que vayamos a utilizar (AAPM 1993). Es un dato que también debe reclamarse al suministrador de la fuente, y debe constar en el certificado, junto al método empleado para determinar la distribución (SEFM 1994).

El usuario puede, cuando sea posible, intentar confirmar la distribución de isodosis para cada fuente utilizando dosimetría de película, TLD tanto en cristales (Alberti y cols. 1991; Meigooni y cols. 1988; Nath y Melillo 1993) como en hojas termoluminiscentes (Iwata y cols. 2004), cámara de ionización, alanina (Guzmán-Calcina y cols. 2005; De Angelis y cols. 1999), detectores de estado sólido (Jones 1990; Ling y cols. 1983) o dosimetría de gel (Fragoso y cols. 2004; Pantelis y cols. 2004). El empleo de película radiocrómica es de gran utilidad en Braquiterapia, por su alta resolución espacial y ha resuelto problemas en la dosimetría de los aplicadores oftálmicos de ^{90}Sr (Niroomad-Rad y cols. 1998). Su uso está muy extendido en la dosimetría de la Braquiterapia intravascular (Nath y cols. 1999). También se ha caracterizado la distribución de dosis absorbida de muchas fuentes empleando métodos de Monte Carlo (Wang y Slobadas 1998; Weaver y cols. 1996).

Dadas las dificultades e incertidumbres inherentes a la dosimetría de las fuentes de Braquiterapia, lo que se traduce en la dificultad de realizar estas medidas con la exactitud requerida, se recomienda no utilizar estos datos medidos por el usuario de forma exclusiva (Pérez-Calatayud y cols. 2000).

Por ejemplo para ^{125}I, existen varios artículos que describen los sucesivos modelos de fuentes que han ido apareciendo (Ling y cols. 1983; Nath y Melillo 1993; Wallace y Fan 1998; Wallace y Fan 1999). La mejor referencia para fuentes de Braquiterapia intersticial es el informe del TG 43 de la AAPM (Nath y cols. 1995), aunque no recoge alguna de las fuentes, comercializadas recientemente, pero sus actualizaciónes sí lo hacen (Rivard y cols. 2004; Rivard y cols. 2007). También pueden encontrarse los datos requeridos por el TG 43 de fuentes, en la actualidad poco empleadas, como el ^{198}Au (Dauffy y cols. 2005).

Frecuencia

Se debe recopilar la información de cada tipo de fuente antes de su uso clínico (AAPM 1993; RD 1998).

Tolerancias

La tolerancia es la documentada para cada modelo de fuente. Las desviaciones de los cálculos respecto a los valores de referencia deben tenerse en cuenta en la dosimetría clínica (Pérez-Calatayud y cols. 2000).

3. Garantía de la calidad de los aplicadores

3.1. Introducción

Los aplicadores se utilizan para situar las fuentes dentro de ellos y, a su vez, colocarlos en la localización que se pretende tratar. Los principales aspectos de la garantía de calidad de los aplicadores serán para asegurar que las fuentes se colocan dentro de ellos como está documentado (Pérez-Calatayud y cols. 2000).

A efectos legales, en España, es necesario incluirlos en el programa de aseguramiento de la calidad así como en las pruebas de aceptación del equipamiento y obtener su estado de referencia inicial (RD 1998).

3.2. Integridad mecánica del aplicador

Justificación

El usuario debe verificar la presencia y correcta situación de los blindajes y otros componentes de los aplicadores (Jones 1995; SEFM 1994; AAPM 1993; Kubo y cols. 1998).

Los aplicadores pueden sufrir a lo largo de su vida útil rupturas, golpes y desplazamientos internos que los conviertan en inservibles para el uso clínico. Sus roscas pueden sufrir melladuras que provoquen que no se puedan unir correctamente al resto del equipo, convirtiéndolos en peligrosos. Los blindajes internos pueden sufrir desplazamientos o deteriorarse con lo que su efecto sobre la distribución de dosis absorbida deja de ser el previsto (Pérez-Calatayud y cols. 2000).

Método

Siempre que se vaya a utilizar un aplicador con un paciente, se debe realizar una inspección visual del mismo (Jones 1995; AAPM 1993), incluso agitándolo para descubrir la presencia de alguna parte o blindaje que se haya soltado del mismo (Kutcher y cols. 1994). Ante la duda o como parte del programa periódico de garantía de calidad se pueden realizar radiografías de los aplicadores en uso (Nath y cols. 1997; Kutcher y cols. 1994; Williamson 1991; AAPM 1993;

Slessinger 1991). La información será más precisa si se realizan radiografías ortogonales (Nath y cols. 1997).

Frecuencia

La evaluación de la presencia y correcta situación de los blindajes y otros componentes debe hacerse inicialmente (Nath y cols. 1997; Kutcher y cols. 1994; SEFM 1994; Williamson 1991; AAPM 1993) y de forma trimestral (Kutcher y cols. 1994) o anual (Nath y cols. 1997; SEFM 1994; Williamson 1991). En cada uso (RD 1998), puede hacerse una inspección visual de la integridad del aplicador.

Tolerancia

La tolerancia a aplicar es que los aplicadores conserven su integridad tal y como está documentado en las pruebas de referencia inicial (Kutcher y cols. 1994; RD 1998).

3.3. Posicionamiento de la fuente

Justificación

El usuario debe verificar que, dentro del aplicador, la fuente simulada se coloca correctamente y que su posición coincide con la que luego va a ocupar la fuente real (Nath y cols. 1997; Jones 1995; SEFM 1994; AAPM 1993).

Para aplicadores utilizados con equipos de carga diferida, debemos constatar que la fuente simulada reproduce correctamente la posición de la fuente real, porque no podemos asegurar que dicha fuente se sitúa de forma simétrica por motivos del movimiento de la fuente impulsada por el equipo (Williamson 1991).

Método

La forma más común de verificar cómo se sitúa la fuente activa dentro del aplicador es mediante la realización de radiografías ortogonales (Nath y cols. 1997), que se pueden combinar con autorradiografía de la fuente real dentro del aplicador (Jones 1995; AAPM 1993). Cuando la localización de las fuentes sea difícil, por ejemplo en las radiografías ortogonales de un implante con colpostatos Fletcher, puede resultar útil la obtención de radiografías de la fuente simulada dentro del aplicador y situar dicha fuente respecto a marcas externas de la superficie del aplicador, por ejemplo sus caras externas (Jones 1995; Williamson 1991; AAPM 1993; Slessinger 1991). Además puede sernos de ayuda obtener plantillas ampliadas del aplicador para definirlo más fácilmente en la planificación (Williamson 1991).

El uso de un molde de cera para posicionar y sujetar los aplicadores puede ser útil. Mediante hojas de plomo embebidas en la cera es posible obtener

marcas y escalas en la película al aprovechar la emisión electrónica de estas marcas. Mediante este método obtendremos una comparación precisa de diferentes aplicadores y modelos además de un registro de la fuente real dentro del aplicador (Jones y Finst 1991; Jones 1990).

Frecuencia

Inicialmente, deberemos verificar, tanto que la fuente simulada se posiciona correctamente (Nath y cols. 1997; Kutcher y cols. 1994; SEFM 1994; AAPM 1993), como que coincide la fuente activa con la de simulación. En cada uso, en el caso de implantes intersticiales, debemos comprobar la coincidencia de las fuentes activa y simulada (RD 1998). Anualmente, se debe verificar el correcto posicionamiento de la fuente simulada en el aplicador.

Tolerancias

La diferencia entre la posición de la fuente simulada y la real tiene que ser en torno a 1 mm (AAPM 1993; RD 1998; Kutcher y cols. 1994). La máxima diferencia en la posición de la fuente entre una serie de aplicadores similares debe estar en 2 mm (Jones 1990). La posición de la fuente debe coincidir con la que tengamos documentada en las pruebas de referencia inicial, de acuerdo con el fabricante.

3.4. Evaluación dosimétrica

Justificación

Cuando se adquiere un aplicador es necesario conocer la atenuación de la dosis absorbida por el aplicador en la totalidad del aplicador o en parte, y decidir si se utiliza este dato en la planificación de los tratamientos (SEFM 1994; Williamson 1991; AAPM 1993), obteniendo información de la magnitud y características geométricas de los blindajes (Nath y cols. 1997). Es conocido el caso de los colpostatos vaginales que contienen entre 3 y 5 mm de plomo o tungsteno cuya posición está diseñada para proteger la vejiga o el recto. Estos blindajes pueden reducir la dosis absorbida hasta un 50 % para un solo aplicador y entre un 10 y 25 % para la combinación de dos.

La evaluación dosimétrica de los aplicadores de uso intracavitario, aun teniendo un gran potencial para mejorar el conocimiento de la dosis absorbida en órganos críticos, sigue siendo una actividad de investigación. Sin embargo, cuando se adquieran conjuntos fuente-aplicador que difieran significativamente de los usados previamente o si no existen datos publicados sobre ellos, se debe realizar una cuidadosa consideración acerca de sus propiedades dosimétricas (Nath y cols. 1997).

Método

La forma más segura de tener en cuenta el efecto de los aplicadores sobre la distribución de dosis absorbida y la tasa de dosis absorbida es recurrir a datos publicados en la literatura. Como medida indicativa el usuario puede intentar reproducir los resultados de disminución de la TKRA mediante una cámara de ionización a suficiente distancia para minimizar otros efectos (Pérez-Calatayud y cols. 2000).

A efectos de actividad investigadora y usando los datos con cautela, se puede emplear dosimetría de película para determinar si la combinación fuente-aplicador coincide con la experiencia clínica (Williamson 1991). Medidas puntuales con diodo o TLD, además de suponer mucho tiempo de experimentación puede conducirnos a incertidumbres del 10 %. El método de Monte Carlo puede utilizarse si se conoce bien la geometría y composición del conjunto fuente-aplicador (Nath y cols 1997). Para aplicadores oculares de ^{90}Sr, con radiación beta se han empleado minicámaras de extrapolación (Oliveira y Caldas 2005).

En las referencias se encuentran trabajos sobre aplicadores oftálmicos (Alberti y cols. 1991), ginecológicos (Haas y cols. 1985; Hetzel y MCcoy 1989; Houdek y cols. 1991; Meertens y van der Laarse 1985; Mohan y cols. 1985; Pla y cols. 1989; Siwek y cols. 1991; Verellen y cols. 1995; Weeks y Dennett 1990; Williamson 1990; Ye y cols. 2004; Gifford y cols. 2005; Saylor y Dillard 1976; Ling y cols. 1984; Baker y cols. 2007), para intraoperatoria (Edmunson y cols. 2002; Beddar y cols. 2006) y superficiales (Evans y cols. 1997; Pérez-Calatayud y cols. 2005). Con la generalización de la irradiación parcial acelerada de la mama, se emplean, además de vectores para Braquiterapia intersticial, dispositivos intracavitarios que se colocan alojados en la cavidad de tumorectomía (Dickler y cols. 2009) y otros que emplean técnicas similares a los aplicadores superficiales para crear volúmenes de isodosis absorbida que se adapten a la cavidad de tumorectomía con el margen correspondiente (Rivard y cols. 2009).

Frecuencia

La verificación o estudio de las características dosimétricas del aplicador debe realizarse inicialmente (Nath y cols. 1997; Williamson 1991) y repasarse de forma anual.

3.5. Descripción del aplicador. Dimensiones, materiales, configuración y esquema completo

Justificación

Al adquirir un aplicador o conjunto de ellos, deberá disponerse de una descripción completa de los aplicadores y su configuración y de la forma como

se ensamblan las piezas que lo componen. El diseño del aplicador condiciona su uso y la composición de sus partes debe conocerse tanto para su caracterización dosimétrica como para proceder a su limpieza y esterilización (Pérez-Calatayud y cols. 2000). También es necesario tener en cuenta que algunos de los aplicadores empleados actualmente son una evolución de los usados, por ejemplo, con ^{226}Ra, con lo que debe ponerse atención sobre el radionucleido para los que están diseñados (Delclos y Cundiff 1989).

Además de los blindajes de los aplicadores ginecológicos, sobre todo de los colpostatos y de los cilindros vaginales, es necesario conocer la forma de montar las placas oculares, ya que un montaje incorrecto puede ocasionar la pérdida de fuentes (Pérez-Calatayud y cols. 2000).

Método

El fabricante debe acompañar una documentación con esquemas completos de los aplicadores además de instrucciones de mantenimiento y control. Esta información debe registrarse y acompañarse de una verificación del usuario, a menudo realizada mediante radiografía convencional o con haces de alta energía (Nath y cols. 1997; SEFM 1994; Williamson 1991).

En la literatura pueden encontrarse ejemplos de descripciones de algunos aplicadores, tanto de baja como de alta tasa, oftálmicos (Alberti y cols. 1991; Granero y cols. 2004), ginecológicos (Haas y cols. 1985; Hetzel y MCcoy 1989; Meertens y van der Laarse 1985; Siwek y cols. 1991; Weeks y Dennett 1990; Williamson 1990, Papworth y Murrell 1982; Lymperopoulou y cols. 2004; Pérez-Calatayud y cols. 2004), intraoperatorios (Edmunson y cols. 2002; Beddar y cols. 2006), de mama o cutáneos (Brock y cols. 1992; Brock y cols. 1999; Evans y cols. 1997; Niu y cols. 2004; Kron y cols. 2002; Jeraj y cols. 2002).

También puede obtenerse información del suministrador como en el caso de algunos aplicadores ginecológicos (CIS 1992) u oftálmicos (Ropes 1997).

Frecuencia

Se debe recoger la información y verificarla en la recepción del aplicador y anualmente (Nath y cols. 1997; RD 1998).

Tolerancia

La tolerancia a aplicar es la documentación recogida de la suministrada por el fabricante (Pérez-Calatayud y cols. 2000).

3.6. Coincidencia de la fuente activa y de simulación

Justificación

Diferencias de construcción o de funcionamiento o de preparación, pueden hacer que existan diferencias entre las dos, con lo que el tratamiento planificado no coincidirá con el realmente administrado (OIEA 1999).

Realización

Se puede realizar mediante la obtención de radiografías ortogonales o desde otros ángulos, combinadas con la autorradiografía con la fuente real dentro del aplicador (OIEA 1999; AAPM 1993). En algunos casos, también es posible realizarlo con circuito cerrado de televisión y el empleo de accesorios adecuados (AAPM 1993).

Para aplicadores de intersticial, en cada uso, debe hacerse como mínimo una inspección visual de que las fuentes simuladas representan adecuadamente la distribución de las fuentes reales (OIEA 1999).

Frecuencia

Inicialmente para aplicadores de intracavitaria. Para intersticial, inspección visual en cada uso (OIEA 1999; Kutcher y cols. 1994). También se recomienda periodicidad anual.

Tolerancia

La tolerancia admitida es de 1 mm (Kutcher y cols. 1994; AAPM 1993; OIEA 1999).

4. Equipos de carga diferida

4.1. Introducción

Los equipos de carga diferida mejoran el control de la dosis absorbida y pueden ofrecer algunas ventajas técnicas como la optimización de la distribución de dosis absorbida (Williamson 1991; AAPM 1993). Siempre que sea posible y compatible con la técnica utilizada, y con la finalidad terapéutica, deberían emplearse procedimientos de carga diferida automática (SEFM 1994).

Los principales componentes de un sistema de carga diferida remota son (AAPM 1993):

Un contenedor para guardar las fuentes cuando no se estén usando.

El mecanismo que transporta la fuente desde su posición de reposo en el equipo hasta el aplicador y lo devuelve cuando se ha terminado el tiempo de tratamiento o así se ha solicitado desde la consola.

Un sistema que mantenga la fuente en el aplicador durante el tiempo establecido para cada posición, o posiciones, de la fuente o las fuentes.

El mecanismo para hacer que las fuentes vuelvan a su posición de reposo por causas no buscadas como puede ser una interrupción en el suministro eléctrico o una situación de emergencia.

En las referencias, pueden encontrarse criterios que pueden seguirse a la hora de elegir entre los diferentes sistemas que existen en el mercado. En España, las fuentes empleadas son el ^{137}Cs para los equipos de baja tasa y el ^{192}Ir para alta tasa.

Los equipos de carga diferida que pueden encontrase en nuestro país se pueden englobar en alguna de estas tres categorías, divididos según el tipo de fuente empleado (Williamson 1991; Nath y cols. 1997):

Trenes de fuentes fijos. En estos sistemas no es posible simular una fuente lineal de forma arbitraria, sino que sólo se puede escoger entre aquellas que se encuentren disponibles. No son capaces de distinguir fuentes, y por ello tenemos que asegurar que cargamos la fuente correcta en el canal correcto. Se pueden programar tiempos distintos para cada canal. Se usan sólo para Braquiterapia ginecológica.

Trenes de fuentes programables. Permiten al usuario especificar el orden en el que se distribuyen una serie de fuentes, de ^{137}Cs, y espaciadores inactivos, en cada catéter de tratamiento o canal. Se pueden programar tiempos distintos para cada canal. Se usan sólo para Braquiterapia ginecológica.

Una fuente con movimiento paso a paso. Estas unidades tienen una sola fuente unida a un cable que a su vez está movido por una seria de motores y controlado por unos dispositivos. Estos dispositivos mantienen la fuente en cada posición programada y el tiempo programado. Moviendo la fuente a lo largo de cada catéter, se consigue simular una fuente lineal. Después de tratar un canal, la fuente regresa al equipo que se prepara para conducir a la fuente al siguiente, habitualmente con un indexador interno en forma de revólver que enfrenta la salida de la fuente al tubo guía donde está conectado cada aplicador o catéter. Se pueden programar tanto las posiciones de parada como el tiempo que la fuente está en cada posición. Permite el desarrollo de sistemas de optimización para la realización de la dosimetría clínica. La eficacia de estos sistemas y el pequeño tamaño de la fuente, de ^{192}Ir o de ^{60}Co, hace que se puedan emplear en una gran variedad de localizaciones.

Por la tasa de dosis absorbida suministrada en la isodosis de referencia o en los puntos de prescripción, las unidades de carga diferida se pueden clasificar en (ICRU 1985):

Unidades de baja tasa de dosis, "LDR", en los que la tasa de dosis absorbida es de alrededor 40 cGy/h. Es la tasa de dosis absorbida típica en los equipos de Braquiterapia ginecológica.

Unidades de tasa de dosis media, "MDR", con tasas de dosis absorbida entre 2 y 12 Gy/h, prácticamente en desuso.

Unidades de alta tasa, "HDR", con tasas por encima de 12 Gy/h (20 cGy/min).

Las unidades de tasa pulsada, PDR, son unidades con las mismas prestaciones y tecnología que las de HDR pero albergando una fuente con una TKRA aproximadamente de 5 a 10 veces menor, realizándose el tratamiento en pequeñas fracciones o "pulsos" de frecuencia horaria. Este tiempo de tratamiento es preferido por algunos oncólogos radioterapeutas por su efecto radiobiológico, para algunas localizaciones (AAPM 1993). Son las unidades de alta tasa con algunas modificaciones.

En España se emplean dos modelos de unidades de baja tasa, Curietron y Selectron, y tres de alta tasa, Varisource, microSelectron y Gammamed. Estos dos últimos se pueden emplear también para PDR.

4.2. Unidades de baja tasa

4.2.1. Curietron

El Curietron (CIS 1991; CIS 1993; Oris 1985) es un equipo de carga diferida con trenes fijos y de baja tasa, para tratamientos de Braquiterapia ginecológica, para lo que emplea fuentes de ^{137}Cs CSM-3, CSM-11 y CSM 40. Consta de un impulsor de fuentes mediante cable, con 4 canales de los que dos están dedicados a aplicadores uterinos y otros dos a vaginales. En cualquier caso es compatible con varios sistemas de aplicación como pueden ser las técnicas Fletcher o Delouche. Como en todos los equipos de carga diferida remota, unos tubos guías se emplean para trasladar las fuentes desde el equipo impulsor hasta los aplicadores.

En la actualidad, es un equipo casi desaparecido aunque se sigue comercializando en versiones más actualizadas.

El equipo es comandado desde el exterior de la sala de tratamientos mediante una consola, informatizada en las versiones más modernas, en la que se programa el tiempo en el que la fuente debe estar situada en su posición de

tratamiento. Como la unidad tiene posibilidad para tratar con cuatro canales tiene cuatro temporizadores programables. Cuando el tiempo transcurrido, que se detiene cada vez que se interrumpe el tratamiento, coincide con el tiempo programado las fuentes se retiran automáticamente dando por finalizado el tratamiento. Además, desde la consola se da la orden de inicio e interrupción de tratamiento, se controlan las seguridades de puerta y se obtiene información sobre la posición de las fuentes.

Asociado al equipo impulsor nos encontraremos con un contenedor, Curiestock, que aloja las fuentes cuando no se están usando. Dispone de 20 alojamientos identificados por un número. En el sistema Fletcher, unos alojamientos sirven para fuentes uterinas y otros para vaginales, y en el sistema Delouche son idénticos.

Este equipo no detecta cuándo la fuente ha llegado a su posición de tratamiento por eso es importante que el tubo guía empleado sea el adecuado para el tipo de aplicador con el que se esté trabajando. La longitud es fija y además tienen un código de colores ya sean uterinos o vaginales. Además la conexión de los tubos al equipo impulsor es distinta según sea el aplicador correspondiente.

En cuanto a las seguridades de esta unidad podemos decir que cuando las fuentes no están tratando, pero están en el equipo impulsor, están protegidas mediante un blindaje de plomo interno que hace que la tasa de equivalente de dosis ambiental en la sala de tratamientos sea muy baja. Está dotado de una batería de respaldo que es capaz de retirar las fuentes a su posición de reposo en caso de corte del suministro eléctrico general. Sin embargo, no es posible reiniciar el tratamiento si no se opera de forma normal. En caso de que esta batería también falle, siempre es posible retirar las fuentes mediante una manivela que se encuentra en la parte de atrás del equipo. También se cuenta con el correspondiente interruptor de puerta. Las versiones más modernas tienen un detector Geiger-Müller en su interior para asegurar que las fuentes han regresado a su posición de seguridad.

4.2.2. Selectron

El Selectron LDR (Nucletron 1989; Nucletron 2000) es un equipo de carga diferida con trenes programables de baja tasa de dosis absorbida. Aunque se puede emplear en otras localizaciones, su uso en Braquiterapia ginecológica es el más difundido. Los trenes de fuentes se forman mediante esferas de 2,5 mm o cuentas de ^{137}Cs entre las que se intercalan otras inactivas para simular fuentes lineales. La conformación del tren es programable según la dosimetría clínica, lo que permite cierta optimización de la distribución de dosis absorbida (Wollin y cols. 1991). Consta de un impulsor de fuentes mediante aire comprimido, con 3 o 6 canales adaptables a cualquiera de las técnicas de implantación.

Aunque este equipo no está ya disponible para su comercialización, todavía hay más de 100 unidades en Europa y Estados Unidos, que se emplean para uso clínico.

El equipo se programa en la unidad central, tanto para la posición de las cuentas activas e inactivas como para el tiempo que tiene que estar cada fuente en su posición de tratamiento. Desde el exterior de la sala y mediante una unidad de control remoto el tratamiento se puede iniciar, interrumpir y reiniciar, para que entre el personal o las visitas. Un sistema de reloj doble monitoriza y controla el tiempo de tratamiento, retirándose las fuentes cuando se llega al tiempo programado. Además dispone de otro control para situar en el control de enfermería, y todos los datos del tratamiento, así como los eventuales problemas durante el mismo, se imprimen automáticamente.

El sistema controla la preparación de los trenes, de forma que la exposición del personal es mínima. Como ya hemos comentado, las fuentes son transferidas neumáticamente y durante el tratamiento un microprocesador mantiene las fuentes en su posición y controla que permanecen en ella.

Desde el punto de vista de las seguridades, además de las ya comentadas de la conformación automática de los trenes, y de la continua monitorización de la posición, el sistema incorpora otras como el control continuo del tiempo de tratamiento, que las fuentes no se transfieren si no se ha conectado un aplicador al tubo guía, la retirada automática de las fuentes si ocurriera alguna situación de error, si existe un fallo en el suministro de la corriente las fuentes se retiran, y si existe algún fallo en el suministro de aire comprimido existe una reserva para retirar las fuentes, además de las seguridades ligadas a la puerta de la sala de tratamiento.

4.3. Unidades de alta tasa

4.3.1. Gammamed

Gammamed, en sus dos versiones 12i y Plus (ITS 1997; Gammamed 1998), es una unidad HDR que puede ser empleada, también como PDR sin más que cambiar la fuente. Es decir, con una única unidad se pueden realizar los dos tipos de tratamiento. Su indexador permite emplear hasta 24 canales de tratamiento, que activan un sensor cuando están conectados.

Después de verificar los parámetros de tratamiento, al cargar un tratamiento y después de que la fuente simulada ha recorrido todos los canales, el sistema asegura que el canal y la longitud de extensión de la fuente real son idénticos a la de la fuente simulada. Además, la fuente es impulsada 1 o 2 mm más allá del límite del sensor que controla la posición distal de la fuente

para asegurar que está conectado al aplicador. El sentido del movimiento de la fuente es de la posición distal a la proximal.

La unidad lleva incorporado un detector Geiger-Müller que activa una alarma luminosa y sonora cuando la fuente abandona su posición de reposo. La luminosa permanece activada durante el tratamiento y la sonora se vuelve a activar cuando regresa. Como se puede usar en los dos modos HDR y PDR, este detector también distingue entre las fuentes para que no se pueda realizar un tratamiento HDR con fuente PDR o viceversa.

Como se ha comentado, se pueden emplear hasta 24 canales, que pueden ampliarse a 36. En cada canal se pueden programar 60 posiciones de parada distanciadas entre 1 y 10 mm. Para la mayoría de las aplicaciones la longitud del tubo guía más la del aplicador es fija. Es decir, cuanto más largo es el aplicador más corto es el tubo guía. Para tratamientos endoluminales está distancia puede ser modificada.

La consola de tratamiento es un ordenador en el que aparecen todos los datos nominales y reales más relevantes para el tratamiento, teniendo en cuenta el decaimiento de la fuente y con información de la posición de la fuente y de los tiempos. También indica cuando existe radiación en la sala de control.

Como todos los sistemas de alta tasa, dispone de un sistema de planificación asociado (MDS Nordion 2001a) y de una amplia elección de aplicadores (MDS Nordion 2001b).

4.3.2. MicroSelectron

El microSelectron HDR tanto en su versión "clásica" como en la nueva versión, V2 (Nucletron 1996; Nucletron 2000a) son unidades de alta tasa, también disponibles para tasa pulsada (Nucletron 2000b). La diferencia entre las unidades HDR es el tamaño de la fuente. La unidad PDR utiliza una fuente de menor actividad, alrededor de 37 GBq (1 Ci). Su indexador permite la programación para la utilización de 18 canales en las versiones más antiguas y 30 en las modernas para conectar otros tantos tubos guía.

Mediante un cable de comprobación se verifica el funcionamiento del sistema, pues los aplicadores pueden tener algún bucle u obstrucción que impida realizar el tratamiento de forma normal. El movimiento no se produce mediante la fricción del cable guía con los mecanismos y está retroalimentado por codificadores ópticos. El sistema contabiliza el tiempo que transcurre entre el pulso del motor para mover la fuente y los pulsos que devuelve el codificador óptico para comprobar si la fuente se ha movido o ha encontrado alguna resistencia. El sentido del movimiento es desde la posición proximal a la más distal

de las programadas. Tiene un detector incorporado, en sus nuevas versiones, para asegurar que la fuente ha regresado a su posición de reposo.

La posición de parada puede programarse dentro de los últimos 28 cm del aplicador. Se pueden programar de 1 a 48 posiciones por canal y las distancias de parada están entre 2,5 y 5 mm. La velocidad de tránsito de la fuente es de 50 cm/s. La posición distal de tratamiento puede variar entre 72 y 150 cm de la unidad de tratamiento.

Si se produce una interrupción en el suministro eléctrico, la fuente se retira por una batería de respaldo, pero los parámetros, incluido el tiempo y posiciones que no se hayan podido administrar, quedan reflejados en la consola de control. Si no se retira se puede activar alguna de las paradas de emergencia y si tampoco funcionan, se debe retirar la fuente mediante manivela en 5 segundos.

La consola de la unidad se emplea para programar y verificar los parámetros de tratamiento. Se puede programar de forma manual, escoger tratamientos estándar o importar desde su planificador asociado. En las versiones anteriores los parámetros se importaban mediante una tarjeta de programa. Tiene una opción de "autorradiografía", que permite verificar las posiciones de parada de cada tratamiento y en todos los canales.

Es importante la función del cable de verificación porque con él se puede verificar la existencia de bucles que no puedan ser superados por la fuente real y se pueden simular todas las posiciones de parada de la fuente. Esto puede ser útil para observar con fluoroscopia y comprobar los puntos que definen la longitud activa de la fuente lineal simulada que pueden ser transferidos a la estación de control.

Asociada a la unidad existe la posibilidad de emplear una gran cantidad de aplicadores (Nucletron 2000c) y accesorios para el aseguramiento de la calidad.

4.3.3. Varisource

Varisource (Varian 1995; Varian 2000a; Varian 2000b) es una unidad de alta tasa de dosis que también está disponible en versión transportable. Dispone de un indexador que admite hasta 20 tubos guía cuya conexión es comprobada por un sensor que a su vez suministra una indicación luminosa de que el tubo está correctamente colocado.

El movimiento de la fuente es mediante un dispositivo retroalimentado que mide constantemente el consumo eléctrico necesario en el motor para impulsar la fuente. En caso de que se detecte un sobreconsumo, la unidad impulsará la fuente lentamente, por si se ha producido una constricción en el

tubo, por un lazo u otra causa hasta un límite dado, en el que se considera que en vez de constricción se ha producido una obturación en cuyo caso la fuente regresará a su posición de reposo. El sentido de movimiento es de adelante hacia atrás. Es decir, llega hasta la posición distal y a partir de aquí se para en las posiciones programadas.

La unidad dispone de un detector Geiger-Müller en su interior de forma que en el momento en que la fuente abandona su posición de seguridad, se activa una alarma acústica y luminosa.

La separación entre posiciones programadas se puede regular entre 2 y 99 mm, con incrementos de 1 mm. En cada canal pueden programarse hasta 20 posiciones de parada. La posición distal está hasta 150 cm de la unidad. La velocidad de tránsito es de 60 cm/s.

La consola de tratamiento es un PC dedicado en el que se puede entrar tanto en modo físico como en modo clínico y tiene un sistema de seguridades basándose en contraseñas. Durante el tratamiento, da una indicación de la posición de la fuente y del tiempo de parada en cada posición. En la consola aparecerán todos los mensajes de error que tengan lugar durante el transcurso de un tratamiento.

La unidad tiene asociada un sistema de aseguramiento de calidad basado en una cámara de video interna en la que se puede comprobar la posición de la fuente real y la simulada a dos distancias distintas.

Además de un sistema de planificación propio asociado, dispone de una amplia gama de aplicadores y accesorios de control de calidad (Varian 2000c).

4.3.4. Multisource

Este equipo, comercializado por Bebig, aprovecha la capacidad actual de fabricar fuentes de ^{60}Co miniaturizadas, para incorporarlas a un equipo de carga diferida. Su principal ventaja es que al ser la vida media del radionucleido mucho más larga, el cambio de fuente puede hacerse cada 5 años en vez de cada 2 o 3 meses como en las unidades de ^{192}Ir. Sus características dosimétricas son parecidas a las del ^{192}Ir.

Las unidades constan de 20 canales, tienen un detector de presencia de fuentes integrado, así como sistemas de calibración y verificación de la longitud para las verificaciones más frecuentes.

4.3.5. Flexitron

En está unidad, comercializada antes por la empresa Isodose Control y ahora por Nucletron, la fuente puede moverse en pasos de 1 mm a lo largo de 40

cm y las indicaciones de posición de la fuente están más claras que en otras unidades con lo que se disminuye la posibilidad de errores humanos. Tiene la posibilidad de albergar varias fuentes con lo que se disminuye el tiempo de tratamiento. Tiene sistemas de retracción manuales, así como un detector interno que confirma la retracción de la fuente.

5. Garantía de la calidad de equipos de baja tasa

5.1. Introducción

Los sistemas de carga diferida automática transportan la fuente o fuentes hasta la posición deseada dentro de los aplicadores. Allí los mantienen el tiempo necesario, normalmente obtenido mediante la dosimetría clínica, para suministrar la dosis absorbida prescrita. Los tres puntos claves de la garantía de la calidad en estos equipos son:

Exactitud en la selección de fuentes.

Posicionamiento espacial.

Duración de la colocación de la fuente (SEFM 1994; Williamson 1991; Nath y cols. 1997; Pérez-Calatayud y cols. 2000).

Los equipos de carga diferida tienen, también, sistemas de detección de errores y funcionamiento incorrecto mediante enclavamientos ("*interlocks*"), que están normalmente diseñados para retraer las fuentes y avisar mediante alarmas sonoras y luminosas cuando tengan lugar dichos problemas. Estos sistemas también se deben examinar periódicamente (Nath y cols. 1997).

En cualquier caso, las características de los programas de aseguramiento de la calidad dependerán siempre del tipo de equipo que estemos utilizando (SEFM 1994; Jones 1995; Pérez-Calatayud y cols. 2000) y la frecuencia de los controles de dicho programa se establecerá de tal forma que se garantice el correcto funcionamiento del equipo cuando se vaya a emplear con pacientes (SEFM 1994; Nath y cols. 1997), ajustándose a la frecuencia de uso de la unidad. Además, deberán tenerse en cuenta, también, las recomendaciones del fabricante (Jones 1990; Jones y Finst 1991; Williamson 1991; Pérez-Calatayud y cols. 2000).

En España, el programa de aseguramiento de calidad de los equipos de baja tasa deberá atenerse a lo indicado en el Real Decreto de control de calidad en Radioterapia (RD 1998).

5.2. Posicionamiento de la fuente

Justificación

En los equipos de carga diferida se debe asegurar la reproducibilidad del posicionamiento de la fuente (AAPM 1984; SEFM 1994; Jones 1990; Jones y Finst 1991; Williamson 1991). Para ello, debe revisarse la integridad y la longitud de los tubos que transporta la fuente desde el equipo hasta el aplicador (AAPM 1993; SEFM 1994; Jones 1990; Jones y Finst 1991; Jones 1995). En los equipos que funcionan con métodos neumáticos, se revisará los conductos de aire, tanto sus conexiones como su recorrido por si fuese posible detectar fugas (AAPM 1993).

Realización

El método más empleado es la realización de autorradiografías (AAPM 1984; Jones 1990; Kutcher y cols. 1994; Jones y Finst 1991; Williamson 1991; Nath y cols. 1997), a menudo combinadas con marcas externas (Kutcher y cols. 1994). Este método se puede complementar con las pruebas realizadas sobre los aplicadores.

Para su realización, puede usarse un circuito cerrado de televisión, y un dispositivo experimental adecuado para poder ver la posición de la fuente desde el exterior de la habitación (Jones 1990; Jones y Finst 1991).

Finalmente, es posible adaptar métodos empleados en alta tasa, como la respuesta de una cámara de ionización situada cerca de las posiciones teóricas de la fuente o emplear un catéter con escala para visualizar la posición del extremo de la fuente en relación con las marcas de dichas escalas (Nath y cols. 1997).

Tolerancia

Como en todas las verificaciones referentes a la posición de la fuente, la tolerancia es de 1 mm (AAPM 1984; AAPM 1993; Kutcher y cols. 1994; RD 1998), o 2 mm según otros procedimientos más realistas (ESTRO 2004).

Frecuencia

Inicialmente debe verificarse la integridad de los tubos que transportan la fuente hasta el aplicador (AAPM 1993; SEFM 1994) y, en los métodos neumáticos la integridad de los tubos por los que circula el aire. Con una periodicidad mensual o trimestral debe verificarse el posicionamiento de la fuente por los medios descritos y hacer una prueba de la longitud de los tubos guía (AAPM 1993; ESTRO 2004).

5.3. Condiciones funcionales

Justificación

Lo que se trata con las pruebas funcionales es asegurar que el equipo va a operar de forma correcta cuando se encuentra tratando al paciente. Por este motivo, las pruebas que se realicen tienen que ser suficientemente resolutivas, y puede ser útil usar una lista de pruebas, "*check list*", a realizar antes del tratamiento. Los detalles incluidos en el programa dependerán de la unidad empleada y de las circunstancias de cada servicio (Jones 1995). Estas pruebas reducen la posibilidad de someter a los pacientes a procedimientos innecesarios y pueden alertar de una situación de emergencia sin necesidad de manipular las fuentes reales (Nath y cols. 1997).

La relación de verificaciones puede parecer exhaustiva, pero casi todas pueden realizarse efectuando un tratamiento simulado. Unas hacen referencia al funcionamiento normal del equipo (AAPM 1984; AAPM 1993; Kutcher y cols.1994; Jones y Finst 1991; SEFM 1994; Jones 1995; Williamson 1991; Nath y cols. 1997; Pérez-Calatayud y cols. 2000; RD 1998; Slessinger 1991) como el funcionamiento del encendido de la unidad, la operatividad de las teclas de la consola, los temporizadores, los indicadores luminosos de los paneles de control, tanto interiores como exteriores, el funcionamiento de los conductos de aire comprimido, el paso correcto de las fuentes por los tubos guía, la posibilidad de interrumpir el tratamiento, la retirada de las fuentes al llegar al tiempo programado, o el circuito cerrado de televisión y el sistema de intercomunicación. Otras, están relacionadas con el buen funcionamiento de las seguridades ligadas al equipo, por detectarse fallos en algún dispositivo y asegurar que el paciente no es tratado de forma incorrecta (Jones 1990; AAPM 1993; Kutcher y cols. 1994; Nath y cols. 1997; Jones y Finst 1991; SEFM 1994; Williamson 1991; Pérez-Calatayud y cols. 2000; RD 1998): enclavamientos, sistemas para paliar la pérdida de suministro eléctrico mediante baterías o presión de aire, sistemas para detectar la mala conexión o el bloqueo de los tubos guías, que en ese caso el tiempo restante permanece en la consola, indicadores de error en la consola o en la impresora asociada al equipo, funcionamiento de los botones de emergencia y el funcionamiento del sistema de retracción mecánico.

Finalmente, otras están diseñadas para asegurar la protección del personal que atiende al paciente (AAPM 1984; AAPM 1993; Nath y cols. 1997; Jones 1990; Kutcher y cols. 1994; Jones y Finst 1991; Williamson 1991; SEFM 1994; Jones 1995; Pérez-Calatayud y cols. 2000; RD 1998): funcionamiento de las seguridades ligadas a la puerta de la sala o habitación de tratamiento, como que la fuente no sale si esta abierta, que se retrae si se abre, el funcionamiento de los monitores de radiación ligados a la habitación tanto internos como

externos o ligados al equipo, y la radiación de fugas en torno al equipo impulsor, a la unidad de almacenamiento o en el exterior de la habitación.

Realización

Como hemos dicho, todas las características expuestas se pueden estudiar mediante la realización de un tratamiento simulado (AAPM 1993; SEFM 1994; Nath y cols. 1997). Antes de dicho tratamiento y del tratamiento real, se puede probar la integridad de todos los tubos de transferencia que se van a usar, para que estén libres de bucles y obstrucciones (Nath y cols. 1997).

Frecuencia

En la recepción del equipo, se deben examinar todos los aspectos referentes a la operatividad del equipo (AAPM 1993; SEFM 1994):

Operatividad de la consola de la unidad, y que indica la posición de la fuente en todo momento.

Retirada de la fuente real al acabar el tiempo programado y que el tiempo transcurrido permanece en la consola.

Funcionamiento de la interrupción del tratamiento.

Funcionamiento de los sistemas de respaldo por pérdida de suministro eléctrico o presión de aire.

De los sistemas de bloqueo por estar los tubos guía mal conectados o bloqueados.

De los pulsadores de emergencia, tanto de la consola como de la sala de tratamiento.

Sistema de retracción mecánico de las fuentes.

Monitorización de la radiación de fugas en torno al equipo impulsor y a los dispositivos de almacenamiento de fuentes.

Sistemas de seguridad ligados a la puerta.

Funcionamiento de los sistemas de comunicación con el paciente: circuito cerrado de televisión e intercomunicador.

Diariamente, o mejor antes de cada tratamiento, teniendo en cuenta que un tratamiento de baja tasa dura varios días, se deben verificar los siguientes aspectos (AAPM 1984; AAPM 1993; SEFM 1994; Kutcher y cols. 1994; Williamson 1991; RD 1998):

Indicación de la posición de la fuente y del resto de situaciones en la consola.

Funcionalidad del monitor de la habitación y exterior.

Funcionamiento del circuito de televisión y del intercomunicador.

Funcionamiento de los bloqueos ligados a la puerta de la sala de tratamiento.

Operatividad de las baterías de respaldo.

Inspección de los tubos guía que se van a usar ese día en el tratamiento.

De forma mensual o trimestral según los procedimiento, y la utilización del equipo, se deben verificar los siguientes aspectos (AAPM 1993; Kutcher y cols. 1994; Nath y cols. 1997; Jones 1995; SEFM 1994; Williamson 1991):

Sistemas de respaldo por pérdida de suministro eléctrico o presión de aire. La referencia de ESTRO (ESTRO 2004) actualiza esta periodicidad a 6 meses.

Seguridades ligadas a la puerta de la sala de tratamientos.

Los sistemas de emergencia.

Medidas de la radiación de fugas.

Tolerancia

La tolerancia para todas las verificaciones expuestas en este apartado es funcional (Kutcher y cols. 1994; RD 1998).

5.4. Temporizador

Justificación

Los relojes que gobiernan el tiempo de permanencia de las fuentes en sus posiciones de tratamiento, pueden sufrir adelantos o atrasos. Algunas veces, los sistemas son mecánicos con lo que alguno de los indicadores puede estar dañado (Pérez-Calatayud y cols. 2000). Por ejemplo, si alguna de las décadas que funcionan por medio de un sistema de engranajes, similar a los relojes analógicos, tiene algún diente roto puede provocar que el resto de las décadas tampoco funcionen. Si el tratamiento consta de una única fuente o el resto de los contadores también está dañado, el tiempo transcurrido del implante no se podrá controlar.

Además, en algunos equipos, los contadores de los canales empiezan a contar cuando la fuente sale de su posición de reposo, con lo que existe un defecto de dosis absorbida suministrada que necesita ser evaluado (Pérez-Calatayud y cols. 2000).

Ligado al temporizador se deben verificar (AAPM 1993; Pérez-Calatayud y cols. 2000; RD 1998):

- La exactitud.

- La linealidad.
- La reproducibilidad.
- La contribución de la dosis absorbida en tránsito.

Respecto a la exactitud del temporizador (AAPM 1993; Jones 1990) no deben existir grandes desviaciones entre el tiempo programado y el que la fuente permanece en su posición de tratamiento, pero debe efectuarse una corrección si implica diferencias mayores de 1 % en la dosis absorbida suministrada (AAPM 1984; Jones 1990).

La dosis absorbida en tránsito entre la salida de las fuentes de su posición de reposo y el completo retorno a la misma (AAPM 1984; AAPM 1993; Jones 1990; Jones y Finst 1991), no suele ser importante desde el punto de vista clínico, pero, puede ser importante a la hora de realizar la calibración de las fuentes (AAPM 1993).

Realización

El correcto funcionamiento de los temporizadores se debe comprobar, por comparación de un reloj independiente durante periodos similares a los de tratamiento (AAPM 1993).

Para evaluar el resto de parámetros ligados al temporizador, se sugieren varios métodos (Kutcher y cols. 1994; Jones 1990; Jones y Finst 1991; Williamson 1991). Básicamente, se fundamentan en la medida de la carga recogida por una cámara de ionización a una distancia corta del aplicador y durante un tiempo relativamente largo, para obtener una señal alta, y la representación gráfica de la señal integrada contra el tiempo de aplicación, para obtener la linealidad del programador y la dosis absorbida en tránsito.

Frecuencia

Inicialmente (AAPM 1984; AAPM 1993) debe hacerse una evaluación de la exactitud del temporizador y de la dosis absorbida en tránsito. En cada uso puede realizarse una estimación de la exactitud (Jones 1990). Mensual o trimestralmente, puede hacerse una evaluación más exhaustiva de la exactitud y de la linealidad (AAPM 1993; Kutcher y cols. 1994). Las pruebas iniciales de la dosis absorbida en tránsito pueden repetirse cada seis meses (AAPM 1984), y las de precisión del temporizador cada año (Jones 1990; ESTRO 2004).

Tolerancias

Las tolerancias para las verificaciones ligadas al temporizador son tales que sus efectos no superen el 1 % de la dosis absorbida suministrada (AAPM 1984; Kutcher y cols. 1994; Jones 1990). El temporizador no debe tener una discrepancia con una medida independiente de mas de 2 s (ESTRO 2004).

5.5. Composición de fuentes

Justificación

Se debe verificar la bondad de la composición de los trenes de fuentes, es decir el correcto posicionamiento de las esferas radiactivas y los espaciadores inactivos con los que se simula una fuente lineal (Kutcher y cols. 1994; Nath y cols. 1997; Jones y Finst 1991).

Realización

El método sugerido para la verificación de los trenes de fuentes es la autorradiografía (Kutcher y cols.1994; Williamson 1991), que si se realiza con un dispositivo calibrado puede examinarse con una exactitud de 1 mm (Nath y cols. 1997). Para mejorar la resolución de las autorradiografías se pueden emplear dispositivos experimentales que produzcan colimaciones individuales para cada posición donde deba haber una fuente (Lambert y Lambert 1988).

Frecuencia

Se debe verificar en la recepción del equipo (Jones y Finst 1991). Trimestralmente se pueden verificar una selección de combinaciones de esferas radiactivas e inactivas que sean de amplio uso clínico (Williamson 1991; Nath y cols. 1997). Además podría verificarse si la composición de la fuente ha sido correcta en cada tratamiento (Kutcher y cols. 1994; OIEA 1999; Nath y cols. 1997).

Tolerancia

La tolerancia en la posición de las esferas que simulan la fuente real es de 1 mm (Kutcher y cols. 1994; Jones y Finst 1991; OIEA 1999).

6. Referencias

[1] AAPM (1984). "Physical aspects of quality assurance in radiation therapy". American Association of Physicists in Medicine. AAPM Report Series No 13. American Institute of Physics. New York.

[2] AAPM (1993). "Remote Afterloading Technology". American Association of Physicists in Medicine. AAPM Report of AAPM Task Group No. 41, May.

[3] ALBERTI W., DIVOUX S., POTHMAN B., TABOR P., HERMANN K.P., HARDER D. (1993). "Autoradiography for ^{125}I seeds". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys 25: 881-884.

[4] ALBERTI W., POTHMANN B., TABOR P., MUSKALLA K., HERMANN K.P., HARDER D. (1991). "Dosimetry and physical treatment planning system for ^{125}I eye plaque therapy". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 20: 1087-1092.

[5] AMERSHAM (1993). "Oncology Sources". Amershan International. Documentación técnica.

[6] ASTRAHAN M., LUXTON G., JOZSEF G., LIGGET P., PETROVICH Z. (1990). "Optimization of ^{125}I plaque brachytherapy". Med. Phys. 17: 1053-1057.

[7] BAKER C., DINI S.A., KUDRIMOTI M., AWAN S.B., MEIGOONI A.S. (2007). "Dosimetric evaluation of a newly designed low dose rate brachytherapy applicator for treatment of cervical cancer with extension into the lower vagina". Journal of Applied Clinical Medical Physics, 8: 37-46.

[8] BEDDAR A.S., KRISHNAN S., BRIERE T.M., WANG X., DELCLOS M.E., BALLO M.T., DAS P., GOULD S., HORTON J.L., CRANE C.H. (2006). "The optimization of dose delivery for intraoperative high-dose-rate radiation therapy using curved HAM applicators". Radiother. and Oncol. 78: 207–212.

[9] BEYER D.C., PUENTE F., ROGERS K.L., GURGOZE E.M. (2001). "Prostate Brachytherapy: Comparison of Dose Distribution with Different ^{125}I Source Designs". Radiology, 221:623–627.

[10] BROCK A., POHLMANN S., PRAGER W. (1992). "Surface applicators for HDR brachytherapy in the head and neck region". Selectron 3: 22-25.

[11] BROCK A., PRAGER W., POHLMANN S., KUNZE S. (1999). "Indikationen und Ergebnisse der HDR Afterloading Therapie bei Erkrankungen der Haut und Schleimhaut mit standardisierten Oberflächenapplikatoren (Leipzig-Applikator)". Strahlenther. Onkol. 4: 170-174.

[12] CIS (1992). Interstitial and intracavitary curietherapy. Documentación técnica.

[13] CIS (1993). "Brachytherapy. A low/medium dose rate afterloader". CIS BIO International. Documentación técnica.

[14] CIS (1991). "Curietron. Low, Medium, High dose rate". CIS BIO International. Documentación técnica.

[15] CSN (1987). "Control de la hermeticidad de fuentes encapsuladas". Guía de Seguridad 5.3. Consejo de Seguridad Nuclear.

[16] DAUFFY L.S., BRABY L.A., BERNER B.M. (2005). "Dosimetry of the ^{198}Au source used in interstitial brachytherapy". Med. Phys. 32: 1579-1588.

[17] DE ANGELIS C., ONORI S., PETETTI E., PIERMATTEI A., AZARIO L. (1999). "Alanine/EPR dosimetry in brachytherapy". Phys. Med. Biol. 44: 1181–1191.

[18] DELCLOS L., CUNDIFF J. (1989). "The Fletcher colpostat system as adapted to the Selectron LDR: a progress report". En Brachytherapy 2. Ed Mould RF. Nucletron International BV Leersum.

[19] DICKLER A., PATEL R.R., WAZER D. (2009). "Breast brachytherapy devices". Expert Rev Ned Devices 6: 325-333.

[20] EDMUNSON G., VICINI F., CHEN P., MITCHELL C., MARTÍNEZ A. (2002). "Dosimetric characteristics of the mammosite RTS, a new breast brachytherapy applicator". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 52: 1132-1139.

[21] ESTRO (2004). "A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. European Guidelines for Quality assurance in Radiotherapy". ESTRO Booklet No. 8. Ed: Venselar J., Pérez-Calatayud J.

[22] EVANS M., YASSA M., PODGORSAK E., ROMAN T., SCHREINER J., SOUHAMI L. (1997). "Surface applicators for high dose rate brachytherapy in Aids related Kaposi´s sarcoma". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 39: 769-774.

[23] FRAGOSO M., LOVE P.A., VERHAEGEN F., NALDER C., BIDMEAD A.M., LEACH M., WEBB S. (2004). "The dose distribution of low dose rate ^{137}Cs in intracavitary brachytherapy: comparison of Monte Carlo simulation, treatment planning calculation and polymer gel measurement". Phys. Med. Biol. 49: 5459–5474.

[24] ITS (1997). "Gammamed 12i HDR". Documentación técnica.

[25] GAMMAMED (1998). "Gammamed ABS: Advanced brachytherapy afterloading system". Documentación técnica.

[26] GIFFORD K.A., HORTON J.L., JACKSON E.F., STEGER T.R., HEARD M.P., MOURTADA F., LAWYER A.A., IBBOTT G.S. (2005). "Comparison of Monte Carlo calculations around a Fletcher Suit Delclos ovoid with radiochromic film and normoxic polymer gel dosimetry". Med. Phys. 32: 2288-2294.

[27] GIFFORD K.A., MOURTADA F., CHO S.H., LAWYER A., HORTON J.L. (2005). "Monte Carlo calculations of the dose distribution around a commercial gynecologic tandem applicator". Radiother. and Oncol. 77: 210–215.

[28] GRANERO D., PÉREZ-CALATAYUD J., BALLESTER F., CASAL E., DE FRUTOS J.M. (2004). "Dosimetric study of the 15 mm ROPES eye plaque". Med. Phys. 31: 3330-3336.

[29] GUZMÁN CALCINA C.S., DE ALMEIDA A., OLIVEIRA ROCHA J.R., CHEN ABREGO F., BAFFA O. (2005). "^{192}Ir HDR transit dose and radial dose function determination using alanine/EPR dosimetry". Phys. Med. Biol. 50: 1109–1117.

[30] HAAS J., DEAN R., MANSFIELD C. (1985). "Dosimetric comparison of the Fletcher family of gynaecologic colpostatos 1950-1980". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 11: 1317-1321.

[31] HETZEL H., MCCOY M. (1989). "Rectal screens for the ring applicator for the selectron LDR/HDR afterloading system". En Brachytherapy 2. Ed Mould RF. Nucletron International BV Leersum.

[32] HOUDEK P.V., SCHWADE J.G., ABITBOL A.A., MARKOE A.M., BRANDON A.H., WU X., PISCIOTTA V., FIEDLER J.A., SERAGO C.F., LEWIN A.A., BRAUNSCHWEIGER P.G., SKLAR M.D., CALISH M.L. (1991). "HDR transvaginal brachytherapy: applicator design and dosimetry". Selectron Brachtherapy Journal Sup 2: 28-31.

[33] ICRU (1985). Report 38. "Dose and volume specifications for reporting intracavitary therapy in gynecology". International Commission on Radiation Units and Measurement. Bethesda MD.

[34] IWATA K., YUE N.J., NATH R. (2004). "Two-dimensional dosimetry in the near field of the model 200 ^{103}Pd source for interstitial brachytherapy implants using a thermoluminescent sheet". Phys. Med. Biol. 49: 4049–4063.

[35] JERAJ R., SARVARY A., KRON T. (2002). "Optimal flattening filter shape of a surface brachytherapy applicator". Phys. Med. Biol. 47: 723–735.

[36] JONES C.H. (1990). "Quality assurance in brachytherapy". Med. Phys. World 6, 4-16.

[37] JONES C., FINST P. (1991). "Quality assurance in brachytherapy using the Selectron LDR/MDR and microselectron HDR". Selectron 5: 12-16.

[38] JONES C.H. (1994). "Caesium 137 spherical sources for the LDR/MDR Selectron". Br. J. Radiol. 67: 830.

[39] JONES C. H. (1995). "Quality assurance of remote afterloading brachytherapy Sources & equipment". International Brachytherapy. Nucletron-Oldeft.

[40] KRON T., HAQUE M., FOULKES K., JERAJ R. (2002). "A flattening filter for brachytherapy skin irradiation". Phys. Med. Biol. 47. 713–722.

[41] KUBO H. (1983). "Determination of the half-life of ^{125}I encapsulated clinical seeds using a Si(Li) detector". Med. Phys. 10: 889-891.

[42] KUBO D., GLASGOW G., PETHEL T., THOMADSEN B., WILLIAMSON J. (1998). "High dose rate brachytherapy treatment delivery: report of the AAPM radiation therapy committee task group Nº. 59". Med. Phys. 25: 375-403.

[43] KUTCHER G., COIA L., GUILLIN M., HANSON W., LUBEL S., MORTON R., PALTA J., PURDY J., REINSTEIN L., SVENSON G., WELLER M., WINGFIELD L. (1994). "Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Commitee Task Group 40." Med. Phys. 21. 581-618.

[44] LAMBERT G.D., LAMBERT K. (1988). "A radiographic test object for the LDR Selectron remote afterloading system". Br. J. Radiol. 61: 637-638.

[45] LEUNG P.M.K. (1983). "Mechanical damage to small spherical ^{137}Cs sources in a pneumatically operated remote afterloading brachytherapy unit". Phys. Med. Biol. 28: 185-188.

[46] LING C., YORKE E., SPRO I., KUBIATOWICZ D., BENNET D. (1983). "Physical dosimetry of ^{125}I seeds of a new design for interstitial implant". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 9: 1747-1752.

[47] LING C.C., SPIRO I.J., KUBIATOWICZ D.O., GERGEN J., PEKSENS R.K., BENNETT J.D., GAGNON W.F. (1984). "Measurement of dose distribution around Flecher-Suit-Delcos colpostats using a Therados radiation field analyzer (RFA-3)". Med. Phys. 11: 326-330.

[48] LYMPEROPOULOU G., PANTELIS E., PAPAGIANNIS P., ROZAKI-MAVROULI H., SAKELLIOU L., BALTAS D., KARAISKOS P. (2004). "A Monte Carlo dosimetry study of vaginal ^{192}Ir brachytherapy applications with a shielded cylindrical applicator set". Med. Phys. 31: 3080-3086.

[49] MDS NORDION (2001a). "Comprehensive brachytherapy planning solution". Documentación técnica.

[50] MDS NORDION (2001b). "HDR and PDR brachytherapy applicator and accessory catalogue". Documentación técnica.

[51] MEERTENS H., VAN DER LAARSE R. (1985). "Screens in ovoids of a Selectron cervix applicator". Radiother. and Oncol. 3: 69-80.

[52] MEIGOONI A., MELI J., NATH R. (1988). "A comparison of solid phantoms with water for dosimetry of ^{125}I brachytherapy sources". Med. Phys. 15: 695-701.

[53] MOHAN R., DING I., MARTEL M., ANDERSON L., NORI D. (1985). "Measurements of radiation dose distributions for shielded cervical applicators". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 11: 861-868.

[54] NATH R., MELILLO A. (1993). "Dosimetric characteristics of a double wall ^{125}I source for interstitial brachytherapy". Med. Phys. 20: 1745-1483.

[55] NATH R., ANDERSON L., LUXTON G., WEAVER K., WILLIAMSON J., MEIGOONI A. (1995). "Dosimetry in interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM radiation therapy committee task group Nº 43". Med. Phys. 22: 209-234.

[56] NATH R., ANDERSON L., MELI J., OLCH A.,STIT J., WILLIAMSON J. (1997). "Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56." Med. Phys. 24. 1557-1598.

[57] NATH R., AMOLS H., COFFEY C., DUGGAN D., JANI S., LI Z., SCHELL M., SOARES C., WHITING J., COLE P., CROCKER I., SCHWARTZ R. (1999). "Intravascular brachytherapy physics: Report of the AAPM radiation therapy committee task group Nº. 60". Med. Phys. 26:119-152.

[58] NIROOMAD-RAD A., CLACKWELL C., COURSEY B., GALL J., GALVIN J., MCLAUGHLIN W., MEIGOONI A., NATH R., RODGERS J., SOARES C. (1998). "Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM radiation therapy committee task group 55". Med. Phys. 25:2093-2115.

[59] NIU H., HSI W.C., CHU J.C.H., KIRK M.C., KOUWENHOVEN E. (2004). "Dosimetric characteristics of the Leipzig surface applicators used in the high dose rate brachy radiotherapy". Med. Phys. 31: 3372-3377.

[60] NUCLETRON (1989) "Technical Specification of Selectron and MicroSelectron units and of the Nucletron planning system". En Brachytherapy 2.

[61] NUCLETRON (1996). "The new microSelectron HDR high dose rate remote afterloading system". Documentación Técnica.

[62] NUCLETRON (2000). "Selectron LDR: The low dose rate remote afterloader". Documentación técnica.

[63] NUCLETRON (2000a). "Microselectron HDR and PDR. Applicators. Clinical Solutions". Documentación técnica.

[64] NUCLETRON (2000b). "Microselectron HDR. Sistema de alta tasa de dosis absorbida por carga diferida con control remoto". Documentación técnica.

[65] NUCLETRON (2000). "Microselectron PDR ^{192}Ir". Documentación técnica.

[66] OIEA (1999). "Aspectos físicos de la garantía de calidad en Radioterapia". Recomendaciones del panel de expertos en ARCAL XXX. Coordinador Pedro Andreo.

[67] OLIVEIRA M.L., CALDAS L.V.E. (2005). "A special mini-extrapolation chamber for calibration of $^{90}Sr + {}^{90}Y$ sources". Phys. Med. Biol. 50: 2929–2936.

[68] ORIS (1985). "Curietron". Documentación técnica.

[69] PANTELIS E., KARLIS A.K., KOZICKI M., PAPAGIANNIS P., SAKELLIOU L., ROSIAK J.M. (2004). "Polymer gel water equivalence and relative energy response with emphasis on low photon energy dosimetry in brachytherapy". Phys. Med. Biol. 49: 3495–3514.

[70] PAPWORTH R., MURRELL D.S. (1982). "A vaginal applicator for use with the Selectron". Br. J. Radiol. 55: 452-453.

[71] PÉREZ-CALATAYUD J., ARRANS-LARA R., DE FRUTOS-BARAJA J. Mª., GUISASOLA-BERASATEGUI A., MACÍAS-JAÉN J., VALVERDE-MORAN J. (2000). "Calibración, matrices de dosis absorbida y control de calidad en Braquiterapia. Informe del Grupo de trabajo de Braquiterapia de la SEFM". Revista de Física Médica 0: 1-49.

[72] PÉREZ-CALATAYUD J., GRANERO D., BALLESTER F., PUCHADES V., CASAL E. (2004). "Monte Carlo dosimetric characterization of the ^{137}Cs selectron/LDR source: Evaluation of applicator attenuation and superposition approximation effects". Med. Phys. 31: 493-499.

[73] PÉREZ-CALATAYUD J., GRANERO D., BALLESTER F., PUCHADES V., CASAL E., SORIANO A., CRISPÍN V. (2005). "A dosimetric study of Leipzig applicators". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 62: 579–584.

[74] PLA C., EVANS M., PODGORSAK E., ROMAN T. (1989). "The measurement of dose distribution around selectron applicators". Brachytherapy 2.

[75] RD (1998). "Real Decreto 1566/1998, de 17 de Julio por el que se establecen los criterios de calidad en Radioterapia". BOE 28 de agosto.

[76] RIVARD M.J., COURSEY B.M., DEWERD L.A., HANSON W.F., HUQ M.S., IBBOTT G.S., MITCH M.G., NATH R., WILLIAMSON J.F. (2004). "Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations". Med. Phys. 31 633-673.

[77] RIVARD M.J., CHRISTOPHER S., MELHUS C.S., WAZER D.E., BRICAULT R.J. (2009). "Dosimetric characterization of round HDR ^{192}Ir AccuBoost applicators for breast brachytherapy". Med. Phys. 36: 5027- 5032.

[78] RIVARD M.J., BUTLER W.M., DEWERD L.A., HUQ M.S., IBBOTT G.S., MEIGOONI A.S., MELHUS C.S., MITCH M.G., NATH R., WILLIAMSON J.F. (2007). "Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report." American Association of Physicists in Medicine. Med. Phys. 34: 2187-205. Erratum in: Med. Phys. 2010 May;37(5):2396.

[79] ROPES (1997). "Ropes ophthalmic applicators instructions for loadding and unloading". Tec Doc.

[80] SAYLOR W.L., DILLARD M. (1976). "Dosimetry of ^{137}Cs with the Fletcher-Suit gynecological applicator". Med. Phys. 3: 117-119.

[81] SEFM (1994). "Criterios de calidad en Radioterapia y medicina nuclear para garantizar la protección radiológica del paciente". Documento SEFM.

[82] SIWEK R., O'BRIEN P., LEUNG P. (1991). "Shielding effects of Selectron applicator and pellets on isodose". Radiother. and Oncol. 20: 132-138.

[83] SLESSINGER E. (1991). "Selectron LDR quality assurance". Selectron 5: 17-21.

[84] VARIAN (1995). "Varisource HDR Afterloader. System safety features". Varian Associates. Documentación técnica.

[85] VARIAN (2000a). "Varisource 200/200t Equipment specifications". Varian Medical System. Documentación técnica.

[86] VARIAN (2000b). "Varisource 200/2007. The Smartseed HDR brachytherapy system featuring brachyvision 3D image based treatment planning". Varian Medical System. Documentación técnica.

[87] VARIAN (2000c). "Varisource Qualified applicators and accessories for targeted high dose rate brachytherapy". Varian Medical System. Documentación técnica.

[88] VERELLEN D., DE NEVE W., VAN DEN HEUVEL F. (1995). "Clinical implementation of stainless steel ovoid shielding segments for brachytherapy of cancer of the cervix". Activity 7: 25-33.

[89] WALLACE R., FAN J. (1998). "Evaluation of a new brachytherapy ^{125}I source by AAPM TG 43 formalism". Med. Phys. 25: 2190-2196.

[90] WALLACE R., FAN J. (1999). "Report on the dosimetry of a new design ^{125}I brachytherapy source". Med. Phys. 26: 1925-1931.

[91] WANG R., SLOBODA S. (1998). "EGS4 dosimetry calculation for cylindrically symmetric brachytherapy sources". Med. Phys. 23: 1459-1465.

[92] WEAVER K., SIANTAR C., CHANDLER W., WHITE R. (1996). "A source model for efficient brachytherapy computations with Monte Carlo". Med. Phys. 23: 2079-2084.

[93] WEEKS K., DENNETT J. (1990). "Dose calculations and measurements for a ct compatible version of the Fletcher applicator". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 18: 1191-1198.

[94] WIERZBICKI J.G., MEYER R. (1993). "Routine verification of strength of ^{137}Cs brachytherapy sources using a NaI detector". Med. Phys. 20: 245-246.

[95] WILKINSON J.M. (1982). "The precision of dose calculation and the activity distribution of Selectron sources". Br. J. Radiol. 55: 778-779.

[96] WILLIAMSON J. (1990). "Dose calculations about shielded gynaecological colpostats". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 19: 167-178.

[97] WILLIAMSON J. (1991). "Practical quality assurance for low dose rate brachytherapy", en Quality Assurance in Radiotherapy Physics.

[98] WOLLIN M., KAGAN A.R., OLCH A., BELLOTTI J. (1991). "Comparison of the ring applicator and the Fletcher applicator for HDR gynaecological brachytherapy". Selectron Brachytherapy Journal, Sup 2.

[99] YE S.Y., BREZOVICH I.A., SHEN S., DUAN J., POPPLE R.A., PAREEK P.N. (2004). "Attenuation of intracavitary applicators in ^{192}Ir HDR brachytherapy". Med. Phys. 31: 2097-2106.

[100] YU Y., ANDERSON L., LI Z., MELLENBERG D., NATH R., SCHELL M., WU A., BLASKO J. (1999). "Permanent prostate seed implant brachytherapy: Report of the AAPM TG Nº 64". Med. Phys. 26:2054-2076.

[101] YUE N.J., CHEN Z., HEARN R.A., RODGERS J.J., NATH R. (2009). "Time dependence of energy spectra of brachytherapy sources and its impact on the half and the tenth value layers". Med. Phys. 36: 5175-5182.

Tema 8:
Control de calidad de los equipos de alta tasa y pulsada

Vicente Crispín Contreras

Control de calidad de los equipos de alta tasa y pulsada

Vicente Crispín Contreras
vcrispin@fivo.org
Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica
Fundación IVO. Valencia

Este tema está basado fundamentalmente en el trabajo "Calibración, Matrices de Dosis y Control en Braquiterapia", informe del Grupo de Trabajo de la SEFM constituido por: J. Pérez-Calatayud, R. Arrans Lara, J. Mª de Frutos Baraja, A. Guisasola Berasategui, J. Macías Jaén y J. Valverde Morán. Revista de Física Médica núm. 0, Vol. 1, año 2000.

1. Control de calidad en equipos de alta tasa y pulsada

Estos equipos de carga diferida automática de alta tasa de dosis (*HDR*) y tasa de dosis pulsada (*PDR*), se basan en el movimiento de una sola fuente para la que se programan posiciones y tiempos de permanencia de antemano en los diferentes aplicadores. Por tanto, los puntos de su programa de garantía de calidad van encaminados a asegurar que la fuente se coloca de manera precisa en el aplicador correcto, en las posiciones programadas y que permanezca en ellas los tiempos preseleccionados (Nath y cols. 1997; Kutcher y cols. 1994).

Cada uno de los apartados se compone de un conjunto de pruebas que deberán llevarse a cabo siguiendo un programa desarrollado y elaborado, particularizado para la unidad en cuestión. Lógicamente, este programa comprenderá las instrucciones del suministrador en cuanto a procedimientos ligados a las particularidades técnicas del equipo.

Todas estas pruebas se realizan inicialmente en el establecimiento del "Estado de Referencia Inicial" (ERI) del equipo, que fijará los valores de referencia y que se contrastarán posteriormente en los controles periódicos.

A continuación, se definen una serie de términos que van a ser empleados en este apartado. Así pues, se entiende por:

- ***Aplicador:*** guía rígida o flexible, plástica o metálica, que se introduce en el paciente como soporte para el movimiento de la fuente.
- ***Catéter***: tubo de plástico, por el que se va a mover la fuente, que se introduce en el aplicador y se conecta al equipo.
- ***Tubo de transferencia***: dispositivo de conexión entre el aplicador y el equipo.
- ***Testigo de verificación***: cable de igual geometría que el que tracciona a la fuente que se desplaza a lo largo del catéter y/o aplicador previamente a la salida de la fuente, para comprobar que la conexión al equipo es correcta y que no existe ningún tipo de bloqueo a lo largo de la trayectoria.
- ***Marcador radiográfico***: dispositivo que comprende unos trazos radiopacos alternando con unos espaciados libres variables que permiten la localización de posiciones seleccionadas para la programación del tratamiento.

1.1. Seguridades, bloqueos y paradas de emergencia

Enunciado y justificación

Comprobación de que todos los indicadores, seguridades y sistemas de parada, en caso de fallo o emergencia en equipo de HDR y/o de PDR, estén en funcionamiento.

Realización y procedimiento

Además de los procedimientos iniciales y funcionales indicados por el suministrador en el manual de operación del equipo, se deberán realizar una serie de verificaciones previas a la aplicación de los tratamientos que consistirán básicamente en:

- Verificación de los indicadores luminosos de las funciones de control de movimiento de la fuente, como son la salida y retroceso de la fuente, tanto en el equipo como en la puerta de acceso.
- Verificación de la interrupción voluntaria.
- Verificación del bloqueo de la puerta.
- Verificación de la seguridad de compatibilidad entre aplicador y canal.
- Verificación del nivel de radiación ambiental en la sala de tratamiento.
- Verificar que un fallo de la corriente con la fuente en posición de tratamiento provoca su retracción inmediata y que restaurada la

corriente, lo son igualmente los parámetros programados y el tiempo de irradiación restante.

Tolerancias y periodicidad

Según las recomendaciones de la AAPM (Nath y cols. 1997; Kubo y cols. 1998), este tipo de pruebas debe realizarse diariamente, previo al comienzo del primer tratamiento con pacientes y los días que estos tengan lugar. La tolerancia será, lógicamente, funcional.

Para la realización de las verificaciones comentadas en este apartado se realizan varias irradiaciones, con lo que también se controla diariamente la "verificación del recorrido libre de las fuentes en sus guías" indicado por el Real Decreto 1566/1998 (RD 1998), en lo sucesivo, RD. Además, el RD establece que diariamente o en cada uso se verificarán las seguridades y las condiciones de funcionamiento.

1.2. Verificación del posicionamiento de la fuente

En la mayoría de los equipos se controla la posición de la fuente a partir de un sistema óptico que detecta el movimiento del cable donde va soldada la fuente. Algunos equipos realizan este control a partir de los giros del motor paso a paso que mueve el cable y comparan esta información con la suministrada por el sistema óptico. Otros equipos emplean ambos métodos de forma redundante.

El posicionamiento de la fuente viene determinado con respecto a un sistema de referencia indexado, que por ejemplo en los equipos de la firma Nucletron (Nucletron 2000), es una longitud en milímetros que va desde 725 mm hasta 1500 mm, fijándose en 48 posiciones que cubren una longitud de 12 o 24 cm según se indexe en pasos de 2,5 mm o de 5 mm, a elección del usuario. En los equipos Gammamed (Gammamed 2000) los catéteres suelen ser de una longitud fija y la posición cero de referencia es la correspondiente a la posición distal del catéter respecto al equipo. En los equipos Buchler (Buchler 2000) existen 2 tipos de catéteres de longitud fija y la posición cero es la distal.

Respecto a la verificación de la programación de la posición de la fuente, tendremos en cuenta en este apartado dos aspectos diferenciales. Siguiendo la nomenclatura propuesta por Williamson (Williamson y cols. 1994), estos serían la verificación posicional intrínseca (independientemente del conjunto aplicador-tubo de transferencia que vaya a ser utilizado) y la verificación posicional clínica (particularizando al conjunto aplicador-tubo de transferencia).

1.2.1. Verificación posicional intrínseca

Enunciado y justificación

Comprobación de la exactitud posicional de la fuente, asegurando que el sistema de tracción sitúa la fuente en las posiciones programadas; todo ello, independientemente del aplicador que vaya a ser utilizado.

Realización y procedimiento

Para ello se emplean básicamente dos métodos:

1. ***Método autorradiográfico***. El catéter conectado a la unidad se coloca y sujeta sobre una película "*ready-pack*" de baja sensibilidad. Sobre la película, a lo largo de una línea, se pinchan con una aguja varias posiciones de tratamiento. A continuación se programa el equipo para que la fuente repose un tiempo relativamente pequeño en cada una de esas posiciones de tratamiento. Tras el revelado se comprueba la coincidencia entre las posiciones irradiadas y las seleccionadas. En la actualidad, se hace uso de películas radiocrómicas en las que es muy sencillo el referenciado de las posiciones previstas.

   Si se emplean varios canales para programación del movimiento de la fuente, se recomienda que se efectúe esta verificación para cada uno de ellos hasta 30 canales; en este caso, la prueba debe repetirse si el dispositivo de autorradiografía sólo dispone de un máximo de 18 y se pueden disponer de forma escalonada de manera que, en una autorradiografía, se puedan apreciar las diferencias en la posición de la fuente radiactiva con respecto a la programación que se haya efectuado en cada uno (Williamson y cols. 1994; Baltas 1993).

2. ***Método del circuito cerrado de televisión (CCTV)***. Consiste en visualizar mediante una cámara un dispositivo escalado y transparente de posiciones, que suele ser suministrado por los fabricantes, y que conectado a la unidad a través de su tubo de transferencia, permite comprobar que la fuente radiactiva se detiene en las posiciones programadas. Es un método más exacto, rápido y flexible que el anterior (Williamson y cols. 1994). No obstante, presenta el inconveniente de la falta de registro de la prueba, salvo que el dispositivo de imagen sea conectado a un ordenador, por ejemplo.

Estos dos métodos están sujetos a la inspección visual de un observador y, pese a que son suficientes para las tolerancias de la prueba, se han diseñado maniquíes que permiten determinar la exactitud en el posicionamiento de la fuente basados en el principio de triangulación, relacionando la desviación con la razón de medidas de ionización (Li y cols. 1998). Resulta un método más preciso aunque más largo y elaborado.

Para el control de la constancia en el posicionamiento, Williamson (Williamson y cols. 1994) propone un maniquí de metacrilato de dimensiones 25 cm x 25 cm x 2,5 cm con dos alojamientos, uno en el centro para una cámara de ionización de 0,6 cm^3 y el otro paralelo a 1,5 cm, para introducir un catéter por el que se moverá la fuente. Las lecturas ionométricas se registran diariamente y se miden las desviaciones. Este mismo dispositivo sirve para verificar también la exactitud del temporizador y la constancia de la TKRA de la fuente. Lógicamente, serían igualmente válidos otros maniquíes de similares características.

La resolución que se alcanza con este método es de $\pm$3 mm.

Un desplazamiento de la posición de 1,5 mm conduce a un cambio de la lectura del 5% (Williamson y cols. 1994).

DeWerd (DeWerd y cols. 1995) describe un método para los controles en equipos de alta tasa de dosis absorbida de carga diferida, basados en el uso de un inserto de plomo especial para una cámara de ionización tipo pozo que permite un estudio de la desviación en el posicionamiento, desviación del temporizador y medidas de la constancia de la TKRA de la fuente. Todo ello consumiendo relativamente poco tiempo (aproximadamente 5 min).

El inserto consiste en un cilindro de plomo con una "rodaja" plástica de 4 mm de altura incrustada en una posición bien conocida que permite colimar la radiación en un plano estrecho del volumen sensible de la cámara. De esta forma, cuando la fuente está contenida en ese plano, la cámara responde con una señal elevada (Figura 1).

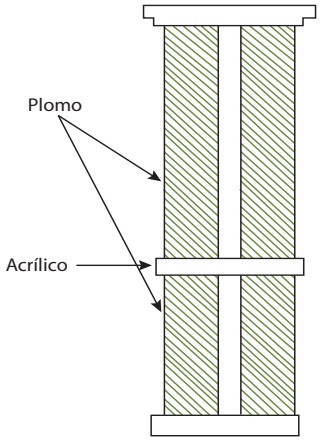


Figura 1. Inserto plomado con apertura para el control de HDR / PDR. Tomado de DeWerd (DeWerd y cols. 1995), con permiso.

La respuesta típica de la cámara de pozo con el inserto de plomo de la figura 1 ante una fuente radiactiva puede verse en la figura 2, donde se representa la lectura de la cámara frente a la posición de la fuente para un mismo tiempo de exposición en todas las posiciones de la fuente. El máximo con pequeña meseta representa la coincidencia de la fuente con la apertura plástica.

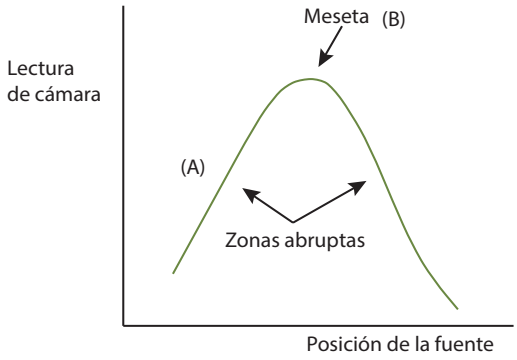


Figura 2. Lectura relativa de la cámara frente a la posición de la fuente.

En cada control se obtienen lecturas en los puntos A y B descritos en la figura 2. Los cambios de lectura en la zona de la meseta se deberán a diferencias en el tiempo de exposición, tiempo de tránsito o alguna anomalía en la TKRA de la fuente. Del mismo modo, cambios en la zona abrupta, sin modificación en la zona de meseta, serán debidos a imprecisiones en el posicionamiento de la fuente.

Mediante este sistema es posible resolver diferencias en el posicionado de hasta 0,4 mm, en la constancia del tiempo programado en el temporizador de hasta el 2% de ese tiempo y en la constancia de la TKRA de hasta 0,3% (DeWerd y cols. 1995). Para un acceso fácil y rápido se suele colocar la cámara en un compartimento pegado a la pared. Aunque esta situación es aceptable para los controles diarios, no lo es obviamente para la calibración debido a la componente dispersa de la pared. Igualmente la reproducibilidad de la medida de la TKRA con el inserto plomado es menor que con el estándar, por lo que sólo se utilizará para verificar la constancia (DeWerd y cols. 1995).

Tolerancias y periodicidad

El posicionamiento intrínseco de la fuente deberá verificarse con una tolerancia de ± 1 mm (DeWerd y cols. 1995); < 2 mm (Venselaar y Pérez-Calatayud 2004). La periodicidad recomendada es la diaria (Williamson y cols. 1994; Kubo y cols. 1998; Venselaar y Pérez-Calatayud 2004).

1.2.2. Verificación posicional clínica

Enunciado y justificación

Comprobación de la desviación de la posición de la fuente, asegurando que el sistema de tracción sitúa la fuente en las posiciones programadas particularizando al conjunto aplicador-tubo de transferencia que vaya a ser utilizado.

Aunque la desviación en la posición intrínseca sea adecuada, existen una serie de factores que pueden comprometer la posición dentro de cada aplicador implantado clínicamente. Tales factores pueden ser la anchura de los aplicadores, que haga que la trayectoria de la fuente no sea la adecuada por no estar ajustada al diámetro de la fuente, o que la longitud sea sensiblemente dependiente de la curvatura del tubo de transferencia. De igual manera, si los marcadores radiopacos no se emplean adecuadamente, pueden conducir a errores en los posicionamientos finales.

Realización y procedimiento

Teniendo en cuenta los diferentes factores que intervienen, la evaluación de la exactitud del posicionamiento clínico comprendería los siguientes controles:

a) Verificar que la posición del centro de la fuente radiactiva, para una posición programada, es independiente del tipo de tubo de transferencia-aplicador usado, por ejemplo, intracavitario, intersticial o intraluminal. Se puede proceder colocando el aplicador sobre una película, eligiendo un punto a una distancia determinada del extremo distal del aplicador.

b) Verificar que la posición de la fuente no es excesivamente dependiente de la curvatura del tubo de transferencia. Se puede proceder igual que en el punto anterior curvando esta vez el catéter flexible.

c) Confirmación, visual o radiográfica de que, mediante el empleo de los marcadores radiográficos, la fuente se posiciona en el lugar seleccionado. La diferencia con el control a) es que ahora se utiliza el tren de marcadores radiopacos para posicionar posteriormente la fuente, tal y como se procede en la clínica. Interesa conocer si la información suministrada por los marcadores es adecuada. En este caso, si el aplicador es opaco hay que verificar mediante algún método de localización las posiciones de los marcadores del tren una vez introducido éste en el aplicador. Se procede de igual forma, en el caso de aplicadores que no pueden colocarse en contacto con las películas. Williamson (Williamson y cols. 1994) propone localizar un marcador mediante la medida de la distancia de su centro al extremo del tren y luego, una vez introducido

el tren dentro del aplicador, usar la distancia medida para referenciar la posición del marcador respecto del punto distal del aplicador. Otro método de localización puede ser una simple radiografía del conjunto aplicador-tren de marcadores, donde posteriormente se caracterizaría dimensionalmente cada uno de los marcadores del tren respecto del punto distal del aplicador.

d) Verificación de las longitudes de los tubos de transferencia cuando se empleen de longitudes variables (Evans y cols. 1993; Venselaar y Pérez-Calatayud 2004).

Los controles a) y b) tienen en cuenta el fenómeno de reacción del cable, por ejemplo, si el diámetro interno del catéter excede al del testigo de verificación asumiendo un posible desplazamiento helicoidal y sobre todo dependiendo del radio de giro. Un método de visualización por un sistema basado en cámara de televisión CCTV (si no se utilizan aplicadores metálicos) o autorradiográfico puede usarse para verificarlos.

Los controles c) y d) son altamente dependientes del diseño del aplicador, de la técnica de localización que se use con ayuda del tren de marcadores y del diseño de la máquina.

Tolerancias y periodicidad

Desde el punto de vista clínico es difícil alcanzar la tolerancia de ±1 mm y puede considerarse válida una tolerancia de ±2 mm relativa al sistema de aplicadores que se empleen (Nath y cols. 1997; Williamson y cols. 1994).

Según el TG56 de la AAPM, la periodicidad para este tipo de prueba sería la cuatrimestral (Nath y cols. 1997), haciéndola coincidir con el cambio de fuente, siempre que se verifique diariamente la posición intrínseca.

La OIEA (OIEA 1999), indica como tolerancia entre la fuente simulada y la real el valor de ±1 mm fijando el control con periodicidad trimestral. Además, en estas recomendaciones se indica que se realice diariamente la autorradiografía de un catéter con la fuente en posiciones preestablecidas (OIEA 1999), es decir, la verificación posicional intrínseca.

La AAPM (Nath y cols. 1997), indica que, aunque es deseable la realización de autorradiografías con las posiciones en todos los canales a utilizar en cada paciente, fija como mínimos el control diario de comprobación de una posición programada frente a la real, como por ejemplo con el inserto del detector pozo comentado.

El RD (RD 1998) fija con periodicidad diaria la "Verificación de la posición de la fuente en toda su trayectoria y Aplicadores" con una tolerancia de ±1 mm.

Parece entenderse que sería la verificación posicional clínica, cosa muy difícil en la práctica. Una solución podría ser el mantener diariamente la intrínseca y cíclicamente ir abordando la clínica con periodicidad menor.

1.3. Verificación del temporizador

Enunciado y justificación

Consiste en verificar que el tiempo programado para la fuente en una posición determinada, es el tiempo que realmente la fuente está en posición de tratamiento. Del temporizador hay que verificar:

- La exactitud.
- La linealidad.
- La reproducibilidad.
- La contribución de la dosis absorbida en tránsito al tratamiento.

La exactitud, o más explícitamente la falta de exactitud del temporizador es menos crítica si la calibración de la fuente se ha realizado con el mismo temporizador, con el que se trata al paciente, supuesto el temporizador, lineal y reproducible. En el caso de una calibración "*in situ*" el error en la calibración se compensaría con el error en el tratamiento (Williamson y cols. 1994; Nath y cols. 1997). No es el caso, si se emplea un medidor de tiempo independiente.

Es necesario verificar la linealidad y la reproducibilidad del temporizador y además, la dosis absorbida en tránsito de la fuente.

Realización y procedimiento

Estos parámetros se pueden inferir de medidas ionométricas con ayuda del maniquí descrito por Williamson (Williamson y cols. 1994) que dispone de los dos alojamientos, uno para la cámara de ionización de 0,6 cm^3 y el otro paralelo a 1,5 cm para introducir el catéter con la fuente. La corta separación entre ambos orificios es para que la dosis absorbida en tránsito sea representativa de la práctica clínica y para que la corriente de ionización en la cámara sea adecuada. No obstante, como se citaba anteriormente, serían válidos otros maniquíes de similares características.

Igualmente se puede utilizar el detector de pozo con el inserto plomado comentado, para los controles más frecuentes.

Se mide la carga integrada recolectada que denominamos 'Q_{medida}' para distintos tiempos programados en el rango de uso habitual del equipo y que

denominamos a su vez '$t_{programado}$'; se representa gráficamente la carga integrada 'Q_{medida}' frente al tiempo '$t_{programado}$' y se ajusta dichos puntos a una recta definida por la expresión recogida en la ecuación:

$$Q_{medida} = a \cdot t_{programado} + \delta Q \tag{1}$$

La desviación de las medidas respecto de una recta definida por la ecuación (1) indica la falta de linealidad del temporizador de la unidad y, la ordenada en el origen, δQ, sería proporcional a la dosis absorbida y al tránsito para esa posición de la fuente. El cociente entre la ordenada en el origen δQ y el monomio de grado 1 dado por '$a \cdot t_{programado}$' indica la relación entre la dosis absorbida debida al tránsito de la fuente y la dosis absorbida estacionaria para ese tiempo y posición concretos.

Se puede modificar el método anterior para medir el tiempo de forma absoluta. Para ello, se programa la fuente un tiempo muy grande (999 s) en una posición determinada del inserto y con ayuda de un temporizador externo se mide el tiempo 't' necesario para que la lectura del conjunto cámara-electrómetro pase de un valor 'Q_1' a otro 'Q_2' siendo 'Q_2' > 'Q_1' y 'Q_1' la lectura cuando se pone en marcha el temporizador externo o la correspondiente a cualquier otra referencia temporal. Entonces, a partir del cociente entre la carga recolectada frente al tiempo necesario para dicha recolección, se determina la corriente '$I_{estacionaria}$' que ve la cámara, y que aparece en la ecuación:

$$I_{estacionaria} = \frac{Q_2 - Q_1}{t} \tag{2}$$

donde se excluye el efecto de la dosis absorbida al tránsito de la fuente, ya que cuando empezamos a medir con ayuda del temporizador externo, la fuente ya está posicionada. Determinada la corriente estacionaria, medimos varias veces la carga, 'Q_{medida}', para distintos tiempos programados, '$t_{programado}$' fijados por el temporizador de la unidad. Esta lectura sí vendrá afectada por la dosis absorbida al tránsito.

Se define un tiempo efectivo medido, 't_{efec_med}', dado por la ecuación (3) que es suma del tiempo estacionario real y un tiempo adicional necesario para dar una dosis absorbida igual a la dosis absorbida al tránsito.

$$t_{efec_med} = \frac{Q_{media}}{I_{estacionaria}} \tag{3}$$

Este tiempo efectivo medido puede ajustarse linealmente al tiempo programado mediante la ecuación:

$$t_{efec_med} = b \cdot t_{programado} + \delta t_{tránsito} \quad (4)$$

La desviación de la pendiente respecto de la unidad indica la falta de exactitud del temporizador de la unidad de tratamiento y el término independiente es el tiempo de tránsito de la fuente.

Tolerancias y periodicidad

Para el estado de referencia inicial (ERI) deberá verificarse la linealidad y la reproducibilidad del equipo (Williamson y cols. 1994; Nath y cols. 1997). Posteriormente, la comprobación del temporizador (al menos exactitud y reproducibilidad) deberá ser diario usando un tipo de verificación rápida; puede ser, empleando los maniquíes propuestos anteriormente y haciendo una valoración del tiempo de llegada y de salida, desde una posición dada, para ver que se mantiene constante a lo largo del tiempo (Williamson y cols. 1994; Nath y cols. 1997). Anualmente deberá verificarse la exactitud, la linealidad y la reproducibilidad de forma más exhaustiva (para un rango de tiempos más amplio) (Williamson y cols. 1994; Nath y cols. 1997; Venselaar y Pérez-Calatayud 2004).

La OIEA (OIEA 1999), así como la ESTRO en su Booklet (Venselaar y Pérez-Calatayud 2004) indican una tolerancia del 1% respecto al funcionamiento del temporizador (reproducibilidad y linealidad), fijando una periodicidad trimestral para este control; a su vez, recomienda que diariamente se verifique que el temporizador es reproducible. Recomienda también con periodicidad anual, que se verifique el efecto del tránsito de la fuente.

La AAPM (Nath y cols. 1997), propone con periodicidad diaria que se realice control de la TKRA, posición y tiempo, con uno de los sistemas rápidos comentados.

El RD (RD 1998), indica que la determinación del error del temporizador se realice con periodicidad mensual, que es la que fija para el conjunto completo de pruebas en los equipos de carga diferida. En el mismo, no se hace referencia explícita a tolerancias en cuanto a linealidad y reproducibilidad para el temporizador en BT.

1.4. Evaluación de la dosis absorbida en tránsito

Enunciado y justificación

Es la dosis absorbida debida al tránsito de la fuente desde la posición estacionaria de no tratamiento a la posición de tratamiento, debido a la velocidad finita de movimiento dependiendo de la longitud del catéter, del espaciado programado para el movimiento de la fuente, de la actividad de la misma y de la velocidad del desplazamiento.

El problema general requiere determinar la velocidad de movimiento de la fuente en diferentes condiciones geométricas (Houdek y cols. 1992). La dosis absorbida no es constante en el volumen del implante y se calcula a partir de la velocidad y de la actividad. La subestimación de la dosis absorbida es más significativa para prescripciones de dosis absorbida baja, para valores de TKRA elevadas y velocidades bajas de desplazamiento de la fuente ya que la velocidad varía con el interespaciado (Houdek y cols. 1992).

Desde el punto de vista clínico, en general, se considera que la dosis absorbida prescrita al paciente es la que se suministra en la posición estacionaria, no teniéndose en cuenta la dosis absorbida de tránsito en los SP. No obstante es adecuada su estimación.

Realización y procedimiento

En la literatura se describen varios métodos para su estimación. Meigooni (Meigooni y cols. 1992), emplea una cámara de vídeo tanto para verificar los tiempos programados de posicionamiento de la fuente, como para medir la velocidad de tránsito y encuentran rangos de la misma entre 35 y 53 cm/s para distancias de recorrido de 5 cm a 40 cm sobre un equipo microSelectron HDR. Houdek (Houdek y cols. 1992), emplea un osciloscopio para contabilizar los pulsos del motor y de ahí obtener la velocidad. Bastin (Bastin y cols. 1993), emplea dosímetros de termoluminiscencia, y además desarrolla un algoritmo de cálculo para contabilizar la dosis absorbida en tránsito. Williamson (Williamson y cols. 1994), emplea una cámara de ionización esférica de 100 cm^3 posicionada a cierta distancia de un catéter y en el punto medio de dos posiciones programadas.

Como vemos, estos métodos son complejos y laboriosos. En la práctica al menos, se debe realizar una estimación de la dosis absorbida de tránsito mediante las medidas descritas en el apartado anterior, donde se estudia la linealidad del temporizador pudiendo inferir a partir de la ordenada en el origen del ajuste, el orden de contribución de la dosis absorbida en tránsito para unas condiciones representativas en la clínica.

Tolerancias y periodicidad

La periodicidad recomendada es anual (Williamson y cols. 1994; Kubo y cols. 1998; Venselaar y Pérez-Calatayud 2004). La OIEA (OIEA 1999), indica que los parámetros de calibración deberían seleccionarse de forma tal, que los efectos del desplazamiento de la fuente no contribuyan en más del 1% a la incertidumbre global de la dosis absorbida impartida.

2. Equipamiento necesario

A continuación se relaciona el instrumental necesario para realizar las pruebas y controles indicados en este tema:

- Detectores apropiados para realizar el calibrado de las fuentes, tanto de sistemas de referencia como redundantes. Estos serían una cámara de pozo adecuada para todas las fuentes a medir, con sus insertos correspondientes, una cámara de 0,6 cm^3 para medidas en aire y los sistemas que permitan el control de estabilidad de las mismas. Lo más adecuado es disponer de dos cámaras de pozo.
- Electrómetros adecuados a las TKRA de las fuentes, con opción de medida en carga y corriente, variación de polarización y voltaje y temporizador independiente.
- Coeficientes de calibración trazados a patrones para todas las fuentes en uso.
- Maniquíes adecuados para medida con cámaras de 0,6 cm^3 como sistema de confirmación.
- Maniquíes para cámaras de 0,6 cm^3 para los controles de tiempo, posiciones y TKRA, que permitan una realización rápida.
- Insertos especiales para las cámaras de pozo que faciliten un control rápido y frecuente de posición, tiempo y TKRA.
- Facilidades y dispositivos para autorradiografías y radiografías y sistema de medida en ellas.
- Facilidades para la realización de toma de muestras para fugas y acceso a detectores adecuados para su valoración.

3. Referencias

[1] BALTAS D. (1993). "Quality assurance in brachytherapy with special reference to the microSelectron-HDR". Activity SELECTRON Journal Special Report Nº 2.

[2] BASTIN K.T., PODGORSAK M.B., THOMADSEN B.R. (1993). "The transit dose component of high dose rate brachytherapy: direct measurements and clinical implications". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 26, 695-702.

[3] BUCHLER (2000). Buchler HDR Unit.Technical Data.

[4] DEWERD L., JURSINIC P., KITCHEN R., THOMADSEN B. (1995). "Quality assurance tool for high dose rate brachytherapy". Med. Phys. 22, 435-440.

[5] EVANS M.D., ARSENAULT C.J., PODGORSAK M.B. (1993). "Quality assurance for variable-length catheters with an afterloading brachytherapy device". Med. Phys. 20, 251-253.

[6] GAMMAMED (2000). Información descriptiva. Sistemas HDR y PDR.

[7] HOUDEK P., SCHWADE J., WU X., PISCIOTTA V., FIEDLER J., SERAGO C., MARKOE A., ABITBOL A., LEWIN A., BRAUNSCHWEIGER P., SKLAR M. (1992). "Dose determination in high dose-rate brachytherapy". Int.J.Radiat. Oncol. Biol. Phys. 24, 795-801.

[8] KUBO H., COURSEY B., HANSON W., KLINE R., SELTZER S., SHUPING E., WILLIAMSON J. (1998). "Report of the Ad Hoc Committee of the AAPM Radiation Therapy Committee on I-125 Sealed Source Dosimetry". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 40, 697-702.

[9] KUTCHER G., COIA L., GUILLIN M., HANSON W., LUBEL S., MORTON R., PALTA J., PURDY J., REINSTEIN L., SVENSON G., WELLER M., WINGFIELD L. (1994). "Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Commitee Task Group 40". Med. Phys. 21, 581-618.

[10] LI Z., MITCHELL T., PALTA J., LIU C.(1998). "A quality assurance test tool for high dose-rate remote afterloading brachytherapy units". Med. Phys. 25, 232-235.

[11] MEIGOONI A.,WILLIAMSON J., SLESSINGER E. (1992). "Practical quality assurance tests for positional and temporal accuracy of HDR remote afterloaders". Annual Meeting of the American Endocurietherapy Society. Endocurie. Hypertherm. Oncol. 9, 46.

[12] NATH R., ANDERSON L., MELI J., OLCH A., STIT J., WILLIAMSON J. (1997). "Code of practice for brachytherapy physics. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group Nº 56". Med. Phys. 24: 1557-1598.

[13] NUCLETRON (2000). Información descriptiva. Sistemas microSelectron HDR y PDR.

[14] OIEA (1999). "Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia". Recomendaciones del panel de expertos en ARCALXXX. OIEA.

[15] RD (1998). Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en Radioterapia. Ministerio de Sanidad y Consumo. B.O.E., número 206, 29383-29394.

[16] VENSELAAR J., PÉREZ-CALATAYUD J. (2004). "A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. European Guidelines for quality assurance in radiotherapy". ESTRO Booklet nº 8.

[17] WILLIAMSON J., EZZELL G., OLCH A., THOMADSEN B. (1994). "Quality Assurance for High Dose Rate Brachytherapy". Chapter 7 of High Dose Rate Brachytherapy: A Textbook. Nag S., S. Futura Publishing Company, Inc. Armonk, NY.

Tema 9:
Sistemas de implantación. Especificación de la dosis absorbida en Braquiterapia

Teresa Eudaldo Puell

Sistemas de implantación. Especificación de la dosis absorbida en Braquiterapia

Teresa Eudaldo Puell
Servei de Radiofísica i Radioprotecció
Hospital de la SANTA CREU I SANT PAU. Barcelona
teudaldo@santpau.cat

1. Introducción

La palabra Braquiterapia viene del griego: βραχυ (braqui): breve, corto. Se aplica a aquellos tratamientos en los cuales la distancia entre la zona a irradiar y la fuente de radiación es muy pequeña. Se usa en contraposición al término Teleterapia, del griego τηλου (tele): lejos, usado para designar los tratamientos en los cuales la fuente de irradiación está muy lejos del volumen a tratar, como en la Radioterapia externa. Además, se usa también otro término Plesioterapia, del griego πλησιο (plesio): cercano, para designar que la fuente de radiación está muy cerca de la zona a irradiar.

Así pues, la Braquiterapia puede dividirse en dos grandes grupos:

- **Intersticial**, término que se aplica a aquellos implantes en los cuales el material radiactivo queda colocado en el interior del tejido, atravesando el tumor o la zona a irradiar.
- **Plesioterapia o Braquiterapia de contacto**, aplicado a aquellos tratamientos en los cuales las fuentes radiactivas se colocan muy cerca del volumen a irradiar. Así pues, la plesioterapia puede ser:
  - Endocavitaria, si las fuentes radiactivas se colocan en el interior de cavidades naturales como vagina, endometrio, cavum, etc,
  - Endoluminal, si las fuentes radiactivas se colocan dentro de estructuras tubulares como el esófago, tráquea, vías biliares, etc, o bien:

- Superficial, en los casos en los que la fuente radiactiva se coloca en contacto con el tumor o la zona a irradiar, como en las aplicaciones cutáneas, por ejemplo.

En cuanto a las fuentes, en Braquiterapia se usan siempre fuentes encapsuladas que se definen según la Organización Internacional de Normalización en su norma ISO DIS 2919 como: "Fuente radiactiva encerrada en una cápsula hermética, o provista de un revestimiento, al cual está íntimamente ligada, de tal modo que la cápsula o el revestimiento presenten la resistencia suficiente para impedir el contacto con la materia radiactiva y la dispersión de la misma, en las condiciones para las cuales ha sido concebida".

En cuanto al tipo de radionucleido empleado, obviaremos hablar del ^{226}Ra, que tuvo su papel en los primeros años de la Braquiterapia, pero que ahora, abandonado su uso fundamentalmente por problemas de protección radiológica, ha dejado paso a los modernos radionucleidos emisores gamma más frecuentemente usados en la actualidad: el ^{192}Ir, ^{137}Cs, ^{60}Co, ^{125}I o el ^{103}Pd.

2. Aplicaciones estándar en Braquiterapia

Aunque es muy difícil clasificar de manera unívoca los implantes en Braquiterapia, en una primera aproximación, se podrían dividir en dos grandes grupos atendiendo al tiempo de duración de la aplicación:

- **Implantes temporales**, si la duración de la aplicación es finita.
- **Implantes permanentes** si el radionucleido se aplica de manera permanente. En este caso se utilizan radionucleidos de corto período de semidesintegración, como el ^{198}Au, ^{125}I o el ^{103}Pd, y el tiempo de la aplicación se considera infinito.

Por otra parte, se puede hacer otra clasificación atendiendo al valor de la tasa de dosis absorbida que llega al punto o a la isodosis de prescripción (que está directamente relacionada con la actividad de las fuentes), y se clasifican los implantes en (ICRU 1985):

- **Implantes LDR** *(Low Dose Rate)* o de baja tasa de dosis, para tasas de dosis absorbida entre 0,4 y 2 Gy por hora.
- **Implantes HDR** *(High Dose Rate)* o de alta tasa de dosis, para valores de la tasa de dosis absorbida mayores que 0,2 Gy por minuto (12 Gy por hora).

Finalmente, atendiendo al modo de carga del material radiactivo:

- **Implantes de carga inmediata**, aquellos en los que el material radiactivo se coloca en el mismo acto de la realización del implante, con lo cual el paciente sale del radioquirófano con el material radiactivo implantado, con las consiguientes implicaciones en cuanto a radioprotección se refiere.
- **Implantes de carga diferida** o *"afterloading"*, aquellos en los que el material radiactivo no se coloca en el mismo acto del implante. Lo que se coloca al paciente son las guías o aplicadores, con lo que el paciente va a la sala de hospitalización o a la sala de tratamiento sin problemas de radioprotección. Una vez allí, el material radiactivo puede colocarse en el implante de manera manual (en técnicas LDR de carga diferida manual), o bien de manera automática mediante los aparatos de carga diferida automática especialmente diseñados para tales fines.

2.1. Técnicas de Braquiterapia Intersticial

Como ya se ha dicho anteriormente, el término *Braquiterapia intersticial* se aplica a aquellos implantes en los cuales el material radiactivo queda colocado en el interior del tejido, atravesando el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son las que se describen a continuación.

2.1.1. Técnica de hilos plásticos

En esta técnica se asocia un tubo vector llamado "exterior" a un tubo portador de la fuente radiactiva llamado "interior". En el caso de implantes LDR con hilos de ^{192}Ir, las dimensiones típicas de estos tubos vectores son: 1,6 mm de diámetro par el hilo exterior y de 0,8 mm de diámetro para el interior, para hilos de ^{192}Ir de 0,3 mm de diámetro (Figura 1).

Figura 1. Técnica de tubos plásticos, con las dimensiones del hilo de ^{192}Ir y las de los tubos plásticos interior y exterior.

En un primer tiempo, se colocan los hilos plásticos "exteriores" en la disposición que el radioterapeuta considere oportuna para la correcta irradiación del

volumen a tratar. En un segundo tiempo, se introducen los hilos "interiores" con el material radiactivo, bajo control radiológico, si es preciso, para asegurar su correcto emplazamiento dentro del hilo vector. Es una técnica pues, de carga diferida.

La ventaja de esta técnica es que los hilos radiactivos de ^{192}Ir pueden colocarse rectilíneos, o bien formando "bucles", adaptándose en cada aplicación a la zona anatómica a irradiar. Pero, por otra parte, presentan el inconveniente de no adaptarse en algunas ocasiones a las reglas de implantación del "Sistema de París" del que hablaremos más adelante.

Sus indicaciones son múltiples, en casi todas las localizaciones y sobre todo cuando concierne a grandes extensiones tumorales. Los "bucles" son preferentemente usados en la esfera de cabeza y cuello (Marinello y cols. 1985): lengua móvil, paladar, amígdala, velo del paladar, base de lengua, etc., aunque también se usan en otras localizaciones como: ano, recto, vagina, próstata, etc.

En técnicas HDR, los hilos no pueden conformarse formando "bucles" enteros por la dificultad de paso de la fuente, y los implantes solo pueden hacerse colocando los hilos en secciones rectilíneas.

2.1.2. Técnica de agujas vectoras

Es parecida a la técnica de hilos plásticos descrita anteriormente, pero presenta la gran diferencia de que la guía "externa" es metálica, rígida, lo cual asegura el paralelismo entre las líneas radiactivas durante todo el tiempo del implante, cumpliendo así perfectamente las reglas del Sistema de París. En ambos extremos de las agujas vectoras se introducen unos soportes de plástico previamente perforados según la separación escogida entre agujas, que aseguran la equidistancia y el paralelismo entre ellas (Figura 2).

a) b)

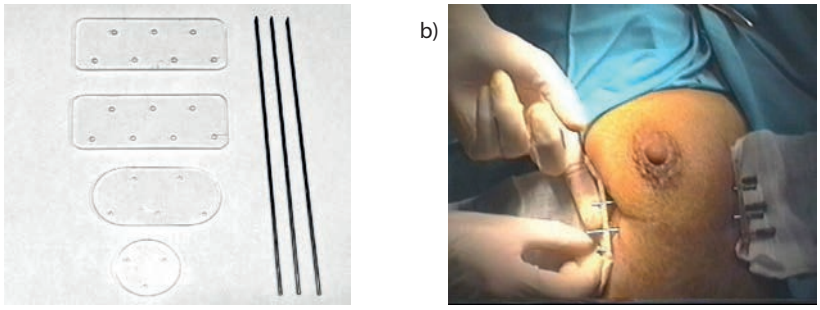


Figura 2. a) Agujas vectoras y plásticos de contención para implantes con hilos de ^{192}Ir. b) Implante de mama con agujas vectoras e hilos de ^{192}Ir . Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.

En los implantes LDR con hilos de ^{192}Ir, el extremo no biselado de las agujas se sella con unas piezas de plomo que cierran el conducto interior, y que se sitúan en contacto con la pieza de plástico de contención. Por el otro extremo, se corta el bisel de las agujas y se introducen unos botones de fijación que quedan también en contacto con la pieza de plástico de este lado, permitiendo el paso del material radiactivo en su interior en el momento de la carga del implante.

Es una técnica de carga diferida y se utiliza preferentemente en volúmenes blancos grandes tanto en tejido blando como en estructuras complejas: mama, grandes superficies cutáneas, cánceres ano-rectales, próstata, ginecológicos, etc. En estos tres últimos casos, la pieza de plástico que asegura el paralelismo, solo puede colocarse, obviamente, en uno de los extremos de las agujas, el de la entrada, quedando la parte final de las agujas en el interior del organismo.

2.1.3. Técnica de agujas hipodérmicas

En técnicas LDR, las agujas hipodérmicas son simples agujas de inyección, de 0,8 mm de diámetro, y biseladas por ambos lados. Unas placas de plástico perforadas según la separación deseada se introducen en ambos extremos, análogamente al caso descrito anteriormente. Los hilos radiactivos de ^{192}Ir se introducen a continuación, empujándolos con una guía metálica, hasta colocarlos en el lugar adecuado dentro de cada aguja. Finalmente, se sella cada extremo, mediante unas pequeñas piezas de plomo, que se aplastan con unas pinzas.

Es una técnica de carga inmediata, que se utiliza principalmente para tumores de extensión mínima o moderada en: nariz, labio inferior, lesiones cutáneas, pene, párpados, etc. (Figura 3).

También existen aplicadores adecuados para realizar esta técnica en implantes HDR.

a)

b)

Figura 3. a) Implante de labio con hilos de ^{192}Ir, realizado con 3 agujas hipodérmicas "en triángulo" (Hospital de la Santa Creu i Sant Pau). b) Agujas y plástico de contención.

2.1.4. Técnica de horquillas vectoras

Las horquillas vectoras son guías rígidas y huecas que permiten la colocación de "horquillas" de ^{192}Ir. Su nombre proviene de la forma que adopta el material radiactivo. Tanto los vectores como las fuentes de ^{192}Ir que se colocan en su interior, pueden ser simples o dobles ("horquillas" propiamente dichas), rectas o curvilíneas. Las longitudes pueden ser de 3, 4, o 5 cm con una separación de 1,2 cm entre cada "pata" en la horquilla doble (Figura 4).

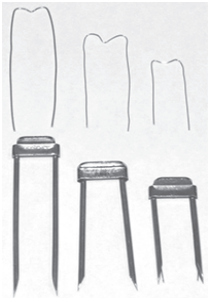


Figura 4. Horquillas de ^{192}Ir y horquillas vectoras de varios tamaños.

En un primer tiempo, se colocan las horquillas vectoras poniendo especial atención en su paralelismo, verificándolo con ayuda de un aparato de radioscopia. A continuación, se introduce en la lengua, por debajo de cada "puente" de las horquillas, un hilo de sutura. La carga del material radiactivo se efectúa a continuación introduciendo el ^{192}Ir en el interior de las horquillas vectoras manteniendo éstas en posición haciendo presión sobre el "puente" de las mismas con otras pinzas (Figura 5). Finalmente, se retira con cuidado la horquilla vectora, dejando solamente la de ^{192}Ir en el interior del tejido. Una vez retiradas las horquillas vectoras se sutura el punto previamente introducido para mantener en posición el material radiactivo durante todo el tiempo de la aplicación. Es una técnica de carga inmediata.

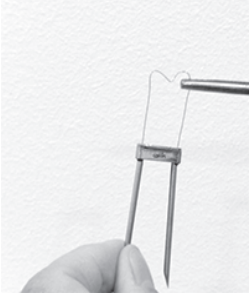


Figura 5. Ilustración de la colocación de la horquilla de ^{192}Ir en la horquilla vectora.

Esta técnica fue utilizada durante muchos años, preferentemente en lesiones fácilmente accesibles y de extensión mínima o moderada en: lengua móvil, cara interna de la mejilla, orificio de traqueotomía, paredes laterales de vagina, etc. (Figura 6). Actualmente está en desuso por las características de la aplicación (carga inmediata) y ya ni siquiera se fabrican hilos radiactivos de ^{192}Ir específicos en forma de "horquillas".

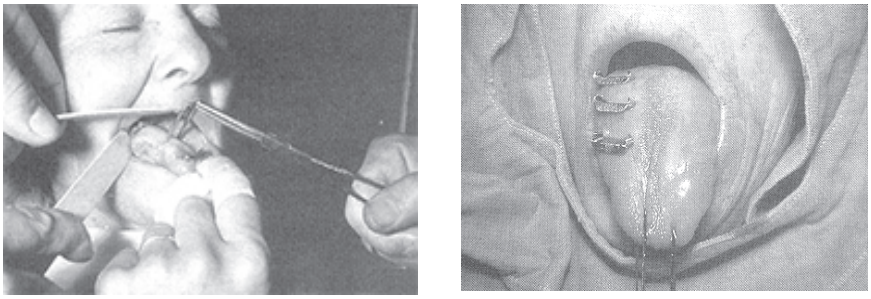


Figura 6. Braquiterapia de la lengua con horquillas vectoras. El material radiactivo se coloca en un segundo tiempo. Tomado de Pierquin y Marinello 1992, con permiso.

2.2. Técnicas de terapia Intracavitaria

El término *Braquiterapia intracavitaria* se aplica a aquellos implantes en los cuales el material radiactivo queda colocado en el interior de cavidades naturales del organismo, en contacto con el tumor o la zona a irradiar. Algunos autores le llaman también *Plesiocuriterapia* y tiene su indicación principal en los tumores ginecológicos. Sea cual sea el método utilizado, o la naturaleza del radionucleido (^{226}Ra en los primeros tiempos, o bien ^{192}Ir, ^{137}Cs o ^{60}Co, en la actualidad), el dispositivo de la irradiación se compone básicamente de **dos fuentes vaginales**, situadas una a la derecha y la otra a la izquierda del fondo de saco vaginal, y de **una sonda intrauterina**. Las técnicas más utilizadas son las que se describen a continuación.

2.2.1. Aplicadores rígidos (tipo Fletcher-Suit-Delclos)

Se componen de una sonda intrauterina rígida y de un colpostato con ovoides de dimensiones variables, provistos de protecciones de tungsteno en sus dos extremos (Figura 7a). La versión europea propuesta por J.C. Horiot, se adapta a la utilización de ^{137}Cs en carga diferida manual, así como a todos los proyectores de fuentes automáticos. La sonda uterina es rígida, con convexidad anterior, lo que permite mantener el útero en su posición habitual o de enderezarlo en caso de retroversión. Se dispone de tres sondas de curvatura

variable, que favorecen la disminución de la dosis absorbida a nivel del recto. El colpostato se compone de un juego de ovoides cuyo diámetro pude variarse mediante la superposición de distintas capas de material plástico, con el fin de adaptarse a todos los tamaños vaginales. Los ovoides estándar tienen 20 mm de diámetro y pueden llegar a 50 o 60 mm con las capas más gruesas.

Actualmente existen versiones modificadas para ser usadas con las fuentes y técnicas de HDR y PDR (Figura 7b) e incluso fabricados con materiales compatibles para la adquisición de imágenes CT / RM (Figura 7c).

Figura 7a. Aplicadores tipo Fletcher "clásicos".

Figura 7b. Aplicador tipo Fletcher para HDR - PDR (de Nucletron).

Figura 7c. Aplicador tipo Fletcher CT / MR (de Nucletron).

2.2.2. Aplicadores flexibles (tipo Delouche)

El aplicador de Delouche está fabricado en material plástico y está previsto para un solo uso. Se compone de un juego de tres aplicadores de dimensiones distintas que permiten adaptarse a distintas anatomías de las pacientes (Figura 8). Cada aplicador consiste en una sonda intrauterina y dos "barriletes" vaginales cilíndricos, en medio de los cuales se implantan unos tubos huecos del mismo tamaño que la sonda uterina y una pieza intermedia que solidariza el conjunto. Estos tubos tienen 6 mm de diámetro externo y 3,5 mm de diámetro interno, lo que permite que sean cargados con fuentes de ^{137}Cs o de ^{192}Ir, con carga diferida manual o automática. Actualmente existen también versiones para HDR / PDR.

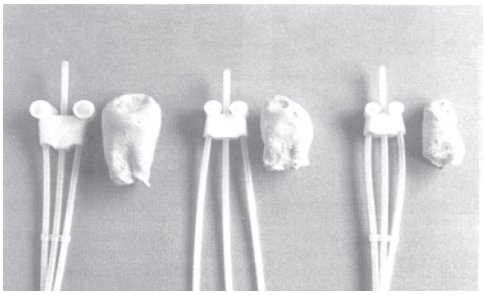


Figura 8. Aplicadores tipo Delouche. Tomado de Pierquin y Marinello 1992, con permiso.

2.2.3. Moldes vaginales (tipo Chassagne)

Se trata de un molde plástico de polivinilo, definido a partir de un molde previo vaginal realizado con un alginato de endurecimiento rápido y tomado a la paciente en posición ginecológica. El molde contiene dos tubos de plástico de 7 mm de diámetro, obturados por su extremo distal, para la colocación de las fuentes vaginales (hilos de ^{192}Ir de 0,5 mm de diámetro, contenidos en un tubo de 1,6 mm de diámetro exterior), y situados a 7 mm de la superficie externa lateral del molde. Se perfora un orificio en la parte superior del molde correspondiendo al centro de la huella cervical, por el que se introduce una sonda intrauterina semirígida de 7 mm de diámetro exterior y de 35 cm de longitud. Su extremo distal, obturado, penetra hasta el fondo de la cavidad uterina; su extremo proximal sobresale ampliamente del orificio vulvar. Incorpora también una sonda de lavado que permite irrigaciones diarias para la limpieza vaginal de la paciente (Figura 9a). El molde se adapta perfectamente a la anatomía y con la ayuda de unos orificios de 3 o 4 mm de diámetro que se practican en él, la mucosa vaginal se le adhiere, asegurando una perfecta inmovilización durante el tratamiento.

Este tipo de aplicador puede fabricarse de manera artesana para cada tratamiento, o bien, en la actualidad, existen moldes comercializados con distintas formas y tamaños (2,5 cm, 3,5 cm, o 4,5 cm de diámetro) que se adaptan a la mayor parte de las anatomías. Sin embargo, es recomendable tomar siempre el primer molde vaginal con el alginato, puesto que es simple y rápido y proporciona una información precisa sobre la situación y la extensión del tumor, al quedar su huella perfectamente impresionada en él.

Figura 9a. Molde vaginal de Chassagne con orificio para la sonda intrauterina, tubos para las fuentes vaginales de ^{192}Ir LDR y tubo de lavado.

Figura 9b. Tubos aplicadores para utilizar con moldes tipo Chassagne para HDR / PDR (de Nucletron).

Las aplicaciones pueden realizarse con hilos de ^{192}Ir, o bien con ^{137}Cs, o ^{60}Co, siempre que las fuentes sean de pequeño diámetro. Es, evidentemente, una técnica de carga diferida manual o automática. Otra ventaja importante de este tipo de aplicadores es que no interfiere con artefactos en ninguna de las tecnologías de diagnóstico (TC o RNM) que pueden usarse actualmente para entrar los datos de los implantes en sistemas de planificación 3D.

Actualmente, se comercializan aplicadores que pueden conectarse con los tubos vaginales flexibles de 6 mm de diámetro del molde vaginal, para poder usar este tipo de implante personalizado, con las fuentes y técnicas de HDR / PDR (Figura 9b).

2.2.4. Cilindros vaginales

Esta técnica ha sido sistematizada por Delclos y consiste en la introducción en la vagina de varios cilindros, conteniendo una sonda para las fuentes radiactivas, bien vaginal o uterina. El primer cilindro, tiene una hendidura que permite el encaje o bien de la sonda uterina, o de la vaginal. Los cilindros intermedios incorporan unos pivotes que encajan los unos con los otros, asegurando su cohesión y que impiden la rotación durante la aplicación. El último cilindro asegura la contención del conjunto de los cilindros en la sonda uterina o vaginal. Los cilindros tienen diámetros variables, desde 2 cm hasta 4,5 cm (Figura 10). Los hay con protección de plomo, que puede ponerse en posición anterior o posterior según se quiera proteger vejiga o recto, respectivamente, o quiera irradiarse solamente una de las paredes vaginales. Finalmente, una placa aplicada y mantenida contra el periné con un apósito adhesivo o con puntos de sutura, asegura el posicionamiento de los cilindros durante la aplicación.

a)

b)

Figura 10. a) Conjunto de cilindros vaginales de varios diámetros para LDR. b) Cilindros vaginales con y sin sonda uterina para HDR (de Nucletron).

3. Sistemas de implantación y dosimetría en Braquiterapia intersticial

Contrariamente a la irradiación transcutánea que permite, con una orientación conveniente de los haces, obtener una dosis absorbida homogénea en la casi totalidad del volumen blanco, la Braquiterapia conduce siempre a una repartición de la dosis absorbida muy heterogénea. En efecto, sea cual sea el sistema empleado, la dosis absorbida es muy elevada en contacto con las fuentes, y pasa por unos mínimos situados entre ellas.

La finalidad de un "Sistema de dosimetría" es doble. Por una parte, ha de proporcionar unas reglas de colocación, distribución y tipo de las fuentes radiactivas, y por otra parte, unas reglas de cálculo dosimétrico que permitan obtener una distribución completa de la dosis absorbida en todo el volumen irradiado. Todo ello encaminado a conseguir una distribución de dosis absorbida lo más homogénea posible dentro del implante.

Numerosos "Sistemas de dosimetría" se han desarrollado desde la primera mitad del siglo XX, tanto para la Braquiterapia intersticial, como para la intracavitaria.

3.1. Sistemas basados en el radio. Manchester (Paterson-Parker) y Quimby

Paterson y Parker, tienen el gran mérito de haber definido en 1934, el primer sistema dosimétrico en Curiterapia intersticial que permite calcular la "dosis" en röntgens, dentro de un volumen tumoral implantado según una metodología rígida, para fuentes de ^{226}Ra. Este sistema, se extendió por el mundo entero y contribuyó al empleo generalizado del radio en Curiterapia. Meredith lo llama:

Sistema de Manchester (o de **Paterson-Parker**) (Meredith 1967) y da una serie de reglas concernientes a la distribución y colocación de las fuentes para conseguir la homogeneidad deseada de la dosis absorbida y facilita tablas de dosis absorbida para estos implantes ideales. Las tablas de Paterson-Parker están ideadas para dar mg.h/1000 R, es decir: miligramos hora, producto de la masa total de radio contenida en las fuentes (en mg) por la duración del implante (en horas), necesarios para dar 1000 R en un plano o en un volumen especificado.

En el caso de implantes en un solo plano, la uniformidad de dosis absorbida se prevé para un plano situado a 0,5 cm del plano implantado. Las dosis absorbida máxima y mínima no han de diferir en más de un 10% de la dosis "prefijada" determinada por las tablas de Paterson-Parker, para cumplir los criterios de homogeneidad deseada.

Las reglas para los implantes en un solo plano son las siguientes (Figura 11):

- La relación entre la cantidad de radio en la periferia y la cantidad de radio dentro del área propiamente dicha depende del tamaño del implante. Así pues, para un área menor de 25 cm^2 la fracción usada en la periferia ha de ser de 2/3, mientras que para un área entre 25-100 cm^2 la fracción ha de ser de 1/2 y para áreas mayores de 100 cm^2, la fracción usada en la periferia ha de ser de 1/3 solamente.
- La separación entre agujas no ha de superar 1 cm, entre ellas o en las agujas cruzadas de los extremos.
- Si los extremos del implante no tienen agujas cruzadas, el área efectiva de uniformidad de la dosis absorbida queda reducida. Así mismo, para mirar en las tablas ha de reducirse el área en un 10% para cada extremo que no contenga agujas cruzadas.
- En el caso de varios implantes planos, el radio ha de ser dispuesto según A, B y C, y los diversos planos han de ser paralelos unos a otros.

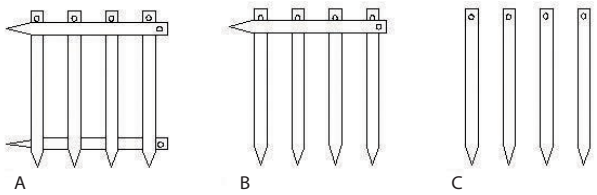


Figura 11. Implantes en un plano: A) con agujas cruzadas en ambos extremos, B) sólo en un extremo y C) en ninguno de los dos.

Para los implantes en volumen, las reglas son las siguientes (Figura 12):

- La cantidad de radio total se divide en **ocho partes** y se distribuye de la siguiente manera según la forma del implante:

  Un cilindro se compone de: la periferia, cuatro partes; el núcleo, dos partes; cada extremo, una parte. Una esfera: la periferia, seis partes; el núcleo, dos partes. Un paralepípedo: cada lado, una parte; cada extremo, una parte; el núcleo, dos partes.

- Las agujas deben espaciarse lo más uniformemente posible, pero no más de 1 cm entre ellas. Debe haber al menos ocho agujas en la periferia y cuatro en el núcleo.

- Si los extremos del volumen no contienen agujas cruzadas, ha de deducirse un 7,5% del volumen por cada extremo no cruzado, en el momento de usar las tablas.

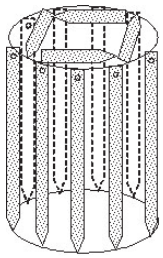


Figura 12. Implante en volumen con agujas cruzadas en uno de sus extremos.

Por otra parte, en los Estados Unidos, Quimby en 1947 estableció también unas reglas de implantación para el radio, que dieron lugar al llamado **Sistema de Quimby**. Se basa en una distribución uniforme de fuentes de igual actividad. Por consiguiente, en este caso, la distribución uniforme de fuentes tiene como resultado una no homogénea distribución de dosis absorbida, más alta en la región central del tratamiento. Para los implantes en un solo plano, las tablas de Quimby dan los miligramos-hora requeridos para producir 1000 R en el centro de los planos de tratamiento, hasta una distancia de 3 cm desde el plano del implante. La dosis absorbida "prescrita" es entonces la dosis absorbida máxima en el plano de tratamiento. Para implantes en volumen, la dosis absorbida "prescrita" es la dosis absorbida mínima dentro del volumen implantado.

3.2. Aparición de nuevos radionucleidos. Sistema de París

Todos estos sistemas antiguos, estaban previstos para el uso de fuentes de ^{226}Ra únicamente, pero hay una serie de razones que han hecho que estos sistemas fueran progresivamente abandonados:

- El radio ha sido prácticamente reemplazado por otros emisores gamma (^{192}Ir, ^{137}Cs, ^{60}Co) más manejables desde el punto de vista de radioprotección.
- Han aparecido nuevas formas de fuentes para las cuales los antiguos sistemas no podían aplicarse.
- Las unidades del SI se usan ahora en todos los campos de la Radiología.
- La introducción de los ordenadores en rutina para el cálculo de las distribuciones de dosis absorbida, permiten obtener éstas en diversos planos, de los cuales se pueden extraer nuevas relaciones y nuevas informaciones.

En este contexto, aparece en los años 60 un nuevo método de dosimetría, nacido de la experiencia clínica de Bernard Pierquin del Institut Gustave Roussy, de París. Conjuntamente con Andrée Dutreix, elaboran las reglas dosimétricas y de implantación que dan lugar al denominado **Sistema de París** y que fue publicado en 1978 (Marinello y cols. 1978; Dutreix y cols. 1979).

3.2.1. Principios del Sistema de París

Concebido principalmente para ser utilizado con hilos de ^{192}Ir, el **Sistema de París** reposa sobre los siguientes principios:

- Las líneas radiactivas han de ser paralelas, rectilíneas y dispuestas de tal manera que sus centros estén todos en un mismo plano, perpendicular a la dirección de las líneas y que se llama: **plano central**.
- La tasa de kerma normal lineal debe ser uniforme a lo largo de cada línea radiactiva e idéntica para todas.
- Las líneas radiactivas han de ser equidistantes. En los casos en los que el volumen a tratar sea muy grande se pueden realizar implantes en varios planos, siempre que se respete el principio de equidistancia entre fuentes. Esto implica que para las aplicaciones "en volumen", las intersecciones de las líneas con el plano central se dispongan siguiendo los vértices de triángulos equiláteros (*distribución en triángulos*), o los vértices de cuadrados (*distribuciones en cuadrados*).

3.2.2. Distribuciones de dosis absorbida. Definiciones

En el **Sistema de París** la distribución de la dosis absorbida se define siempre, por convención, en el **plano central** de la aplicación. Dicha distribución viene caracterizada por:

Tasa de dosis de base (DB): media aritmética de las tasas de dosis absorbida de varios puntos del interior del implante (puntos de dosis mínima). Depende de la geometría de la implantación, de la tasa de kerma normal lineal de las fuentes radiactivas y de la naturaleza del radioelemento utilizado.

Isodosis de referencia: superficie de isodosis definida con respecto a la tasa de dosis de base, es decir definida con respecto a la dosis absorbida en el interior del volumen implantado. Generalmente se utiliza el valor del 85% de la tasa de dosis de base ($DR = 85\%\ DB$). Esto contrasta con la mayor parte de los anteriores sistemas (Manchester, por ejemplo) en los que la dosis absorbida se especifica a una distancia dada del volumen implantado. La superficie de isodosis de referencia debe englobar el volumen blanco para que la aplicación se considere satisfactoria.

Mancha de sobredosificación: zona alrededor de las líneas radiactivas que recibe una dosis absorbida igual o superior al doble de la dosis de referencia ($\geq 2DR$ o 170% DB) (Figura 13).

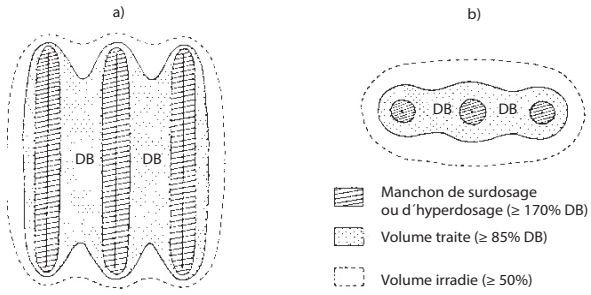


Figura 13. Representación de los diferentes volúmenes en el plano que contiene los hilos a) y en el plano central b), para una aplicación de 3 hilos coplanarios. Tomado de Dutreix y cols. 1982, con permiso.

Volumen blanco: volumen al que debe administrarse la dosis absorbida prescrita. Delimitado aproximadamente por la superficie de isodosis de referencia (85% DB) (Figura 13).

Volumen irradiado: volumen de tejido limitado por una superficie de isodosis comprendida entre el 30% y el 70% de la dosis de referencia. ICRU en su informe nº 29 (ICRU 1978) recomienda que se adopte el valor del 50% DR (Figura 13).

3.2.3. Elección de los puntos de cálculo de las tasas de dosis de base

- Caso de dos líneas radiactivas. La tasa de dosis de base DB se calcula en medio del segmento que une las intersecciones de las dos líneas con el plano central (Figura 14).

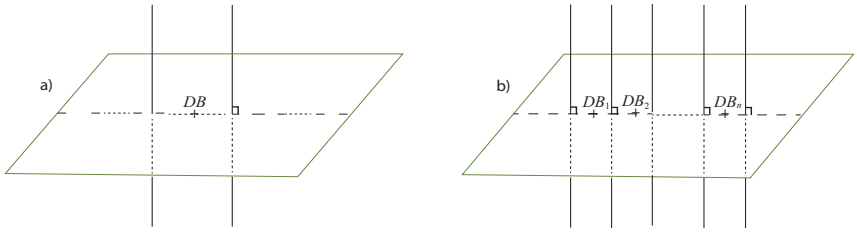


Figura 14. Cálculo de la tasa de dosis de base (DB) para implantes en un solo plano. a) con solo dos líneas paralelas hay un solo punto de cálculo de dosis de base. b) en el caso de varias líneas, hay varios puntos de cálculo de las tasas de dosis de base elementales. Tomado de Dutreix y cols. 1982, con permiso.

- Caso de varias líneas en un solo plano. La tasa de dosis de base DB es igual a la media aritmética de las tasas de dosis absorbida elementales DB_1, DB_2,..., DB_n, calculadas en el punto medio de los segmentos que unen las intersecciones de cada par de líneas vecinas con el plano central (Figura 14).
- Caso de 3 líneas radiactivas dispuestas "en triángulo". Corresponde a un caso de implante en dos planos. La tasa de dosis de base DB se calcula en el punto de intersección de las mediatrices del triángulo formado por la intersección de las fuentes con el plano central.
- Caso de 4 líneas dispuestas "en cuadrado". Corresponde también a un implante en dos planos. La tasa de dosis de base DB se calcula en el centro del cuadrado formado por la intersección de las líneas radiactivas con el plano central. Corresponde al punto de unión de las dos diagonales.

La figura 15, muestra varias disposiciones de fuentes y los correspondientes puntos de cálculo de las tasas de dosis de base.

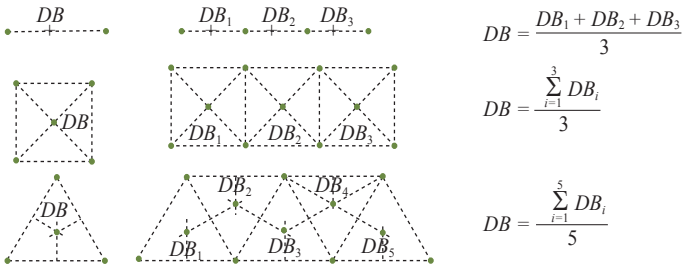


Figura 15. Determinación geométrica de los puntos de cálculo de la tasa de dosis de base (DB).

3.2.4. Reglas de implantación

- La separación entre líneas radiactivas ha de ser como mínimo de 0,8 cm.
- El diámetro de la mancha de sobredosificación no ha de ser mayor que 1 cm.
- En los implantes en volumen, el valor de cada una de las tasas de dosis de base elementales, DB_i , no ha de variar en más del 10% del valor de la tasa de dosis de base DB del implante. Es decir, se ha de cumplir:

$$DB_i \leq DB \pm 10\%\ DB$$

para asegurar una homogeneidad de dosis absorbida suficiente en el interior del volumen implantado.

En los implantes reales, muchas veces es imposible obtener disposiciones de fuentes que se adapten perfectamente a las reglas del **Sistema de París**. La figura 16 muestra varias disposiciones de fuentes y los criterios de aceptación.

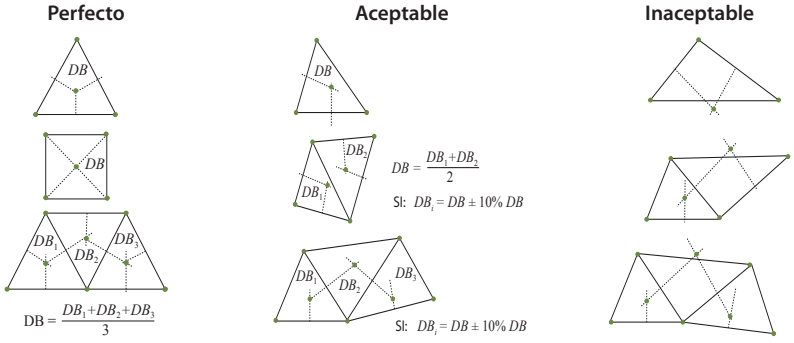


Figura 16. Varias disposiciones geométricas de fuentes y criterios de aceptación.

3.2.5. Dimensiones del volumen tratado

Las dimensiones del volumen tratado se definen siempre refiriéndose a las dimensiones mínimas de la isodosis de referencia medidas en el interior del volumen implantado.

- La **longitud tratada**. Cuando el implante no comporta más que dos líneas, la longitud del volumen tratado es la longitud mínima de la isodosis de referencia medida en el plano que contiene las líneas radiactivas (Figura 17). Para los implantes con más de dos líneas, la longitud tratada se define, por convención, como la media aritmética de las longitudes elementales medidas en ejes paralelos a las líneas radiactivas pasando por los puntos de cálculo de las dosis de base elementales (Figura 17). En el caso de varios planos, la definición ha de extenderse para medir las longitudes en cada uno de los planos que contengan las fuentes (Figura 17).

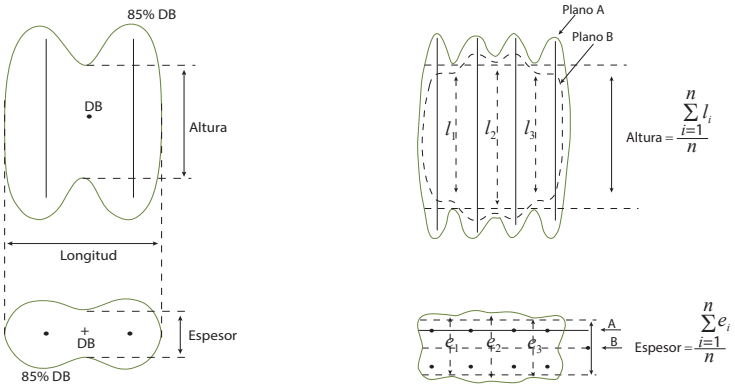


Figura 17. Definición de las dimensiones del volumen tratado.

- **Espesor tratado**. Para implantes en una sola línea, se define como la media aritmética de los espesores elementales, que son los espesores mínimos medidos en el plano central de la aplicación entre los puntos de inflexión de la isodosis de referencia (Figura 17).

3.2.6. Dosimetría previsible

El **Sistema de París** ofrece la posibilidad de obtener relaciones simples que permiten prever con una exactitud suficiente y sin necesidad de cálculos laboriosos, las dimensiones del volumen tratado, con la única condición de que se respeten algunas reglas elementales. Así pues, existen relaciones que permiten conocer la longitud activa que hay que utilizar, en función de la longitud

del volumen tratado, para diversos tipos de configuraciones de líneas radiactivas, o bien, que relacionan el espesor tratado con la separación entre fuentes. Todo ello permite al oncólogo radioterápico prever de antemano la disposición y características de las líneas radiactivas del implante, conociendo solamente las dimensiones del volumen que desea tratar.

3.2.7. Cálculo del tiempo de tratamiento

Aunque el **Sistema de París** permite efectuar cálculos previsibles, el cálculo de la dosis absorbida y el consiguiente cálculo del tiempo de tratamiento, se ha de efectuar siempre sobre el implante real realizado. A continuación se muestra un esquema del procedimiento a seguir para el cálculo de una aplicación.

1. Representar a tamaño real la posición de las fuentes en el **plano central** de la aplicación.
2. Determinación geométrica de los **puntos de cálculo** de las tasas de dosis de base (DB_i).
3. Cálculo de la **tasa de dosis de base** del implante (DB):

$$DB = \frac{\sum_{i=1}^{n} DB_i}{n} (cGy \cdot h^{-1})$$

4. Cálculo del valor de la **isodosis de referencia:** $DR = 85\,\%\, DB(cGy \cdot h^{-1})$
5. Cálculo del **tiempo** de duración de la aplicación: $T = \frac{DT}{DR} + \Delta T(horas)$

   DT = Dosis absorbida prescrita (Dosis absorbida a administrar al volumen blanco) en cGy.

   DR = Valor tomado como tasa de dosis de referencia en $cGy\,.h^{-1}$.

   ΔT = Intervalo de tiempo que hay que añadir para tener en cuenta que la actividad va disminuyendo a lo largo del tiempo que dura la aplicación.

$$\Delta T = \frac{-\ln(1-\lambda t)}{\lambda}$$

Donde λ es la constante de decrecimiento radioactivo del ^{192}Ir

Tabla 1. Esquema del cálculo del tiempo de duración de un implante en el **Sistema de París**.

3.2.8. Adaptaciones a los casos clínicos: horquillas, bucles, superficies curvas

a) **Caso de horquillas y/o bucles**. La forma especial de este tipo de fuentes de ^{192}Ir, las hace muy útiles en implantes de la cavidad bucal: lengua, amígdala, etc. El **Sistema de París** prevé la utilización de este tipo de fuentes "transformándolas", para el cálculo, en dos fuentes lineales de longitudes iguales a la mitad de la fuente entera (bucle u horquilla) y

separadas una distancia igual a la distancia de separación entre las dos "patas" de la fuente (Figura 18). La distribución de dosis absorbida en el plano central de la aplicación es prácticamente idéntica en el caso de descomponer el bucle o la horquilla en dos fuentes lineales, que la que se obtendría si no se hiciera la transformación. De ahí la validez del cálculo de dosis absorbida según los esquemas del **Sistema de París**.

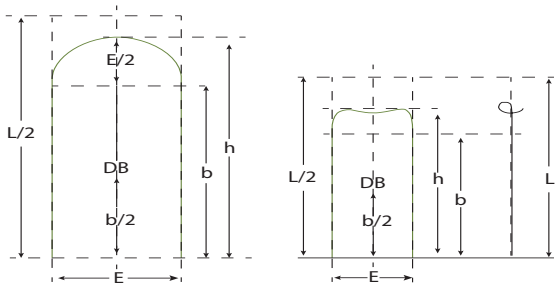


Figura 18. Características geométricas de los bucles y las horquillas. Son comparables a dos hilos paralelos de longitud L/2 y separados una distancia E. Tomado de Dutreix y cols. 1982, con permiso.

b) Caso de líneas dispuestas según una superficie curva. En algunas localizaciones tales como el canal anal, vagina, o ciertos tumores de la piel, sólo hay que tener en cuenta que las líneas han de colocarse paralelas entre sí siguiendo las generatrices de un cilindro recto cuya sección tiene un radio más o menos grande según sea la estructura anatómica de interés. Los puntos de cálculo de las tasas de dosis de base, DB_i, se situarán entre cada dos líneas vecinas y la tasa de dosis de base del implante, DB, será la media aritmética, como en el caso de los implantes en un plano (Figura 19).

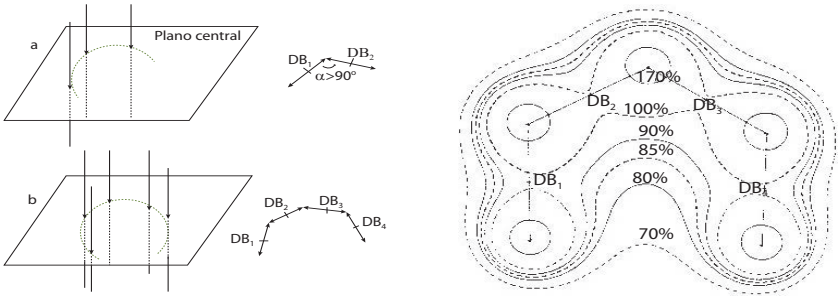


Figura 19. Definición de la tasa de dosis de base en el caso de líneas dispuestas según una superficie curva. Representación de la distribución de la dosis absorbida en el plano central de una aplicación de cinco hilos dispuestos sobre una superficie curva. Tomado de Dutreix y cols. 1982, con permiso.

3.3. El impacto de los sistemas informáticos, los proyectores automáticos de fuentes y los nuevos métodos de adquisición de imágenes

En los últimos años, se han producido cambios sustanciales en Braquiterapia, sobre todo debidos a la introducción de fuentes de muy pequeñas dimensiones, flexibles, y que se pueden usar en los aparatos de *"afterloading"* automáticos con radionucleidos de distinta actividad y con un amplio rango de tasas de dosis absorbida. Al mismo tiempo, los continuos avances en el campo de los ordenadores, han permitido el desarrollo de sofisticados métodos 3D de localización de fuentes y de potentes algoritmos de cálculo y representación de distribuciones de dosis absorbida. Todo ello ha favorecido la introducción de nuevos métodos de implantación y de cálculo adaptados a las nuevas posibilidades técnicas. En este contexto, aparece para la Braquiterapia intersticial el "*Stepping Source Dosimetry System*" (van der Laarse 1994) como una extensión del **Sistema de París** clásico, adaptado a HDR.

3.3.1. Adaptaciones para HDR: *"Stepping Source Dosimetry System"* (SSDS)

El SSDS es un sistema pensado para una fuente móvil de HDR que ocupa distintas posiciones en un catéter con tiempos bien definidos en cada posición, de modo que simule una fuente lineal. Este sistema HDR de fuente móvil permite adaptar el tiempo de permanencia de la fuente en cada posición individualmente, de modo que se obtenga una distribución de dosis absorbida que cubra el volumen blanco lo más homogéneamente posible. Para conseguir esto, es indispensable la utilización de un software de planificación que optimize las posiciones de la fuente y los tiempos, a lo largo del catéter (Edmundson 1990; van der Laarse y De Boer 1990; van der Laarse y cols. 1991).

Puesto que los implantes de HDR con fuente móvil se parecen mucho a los implantes de LDR con hilos de ^{192}Ir, el SSDS ha sido pensado como una extensión del **Sistema de París**. La principal diferencia es que incrementa los tiempos de las posiciones extremas de las fuentes en los catéteres de modo que queden siempre dentro del volumen blanco, y disminuye los tiempos en las posiciones centrales, para homogeneizar la dosis absorbida en el volumen.

El SSDS utiliza las mismas **reglas de implantación** que el **Sistema de París**, excepto que la longitud activa del catéter está dentro de la superficie de isodosis de referencia a 0,5 cm de distancia de la misma. Así pues:

- $AL = L - 1$ cm , en donde: AL es la longitud activa del catéter y L es la dimensión del volumen blanco. (En contraste con el **Sistema de París** clásico, en donde la longitud de la fuente ha de ser aproximadamente un 30% mayor que la longitud del volumen a tratar).

- Las posiciones de la fuente en el catéter se toman equidistantes.
- Los puntos de cálculo de dosis absorbida (puntos de tasa de dosis de base en el **Sistema de París**) se toman entre los catéteres a lo largo de la longitud activa y a través de todo el volumen blanco.
- Los tiempos de permanencia de la fuente en cada posición se optimizan de modo que se obtenga prácticamente la misma dosis absorbida en todos los puntos.
- La Dosis de Referencia (DR) se toma como el 90% de la media de las dosis absorbidas en todos los puntos. (Es posible tomar la DR como el 90% y no el 85% del **Sistema de París** clásico, debido a la mayor homogeneidad que puede obtenerse mediante la optimización en las técnicas de HDR/PDR).

En la figura 20 se muestra un implante de mama realizado según las reglas del **Sistema de París** y en la figura 21, el mismo implante optimizado de acuerdo con el SSDS. Pueden observarse las diferencias en homogeneidad de dosis absorbida dentro del volumen y en la dimensión del volumen tratado para una misma longitud activa.

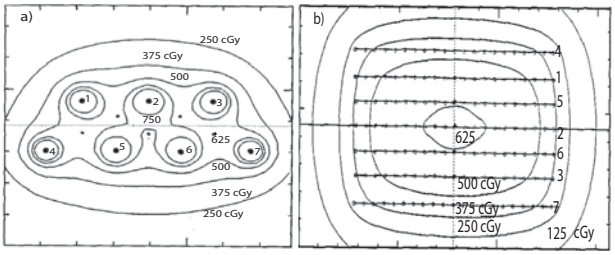


Figura 20. Implante realizado según el Sistema de París (Van der Laarse 1994). a) Plano central y puntos de DB. b) Plano central longitudinal (línea de puntos en a)).

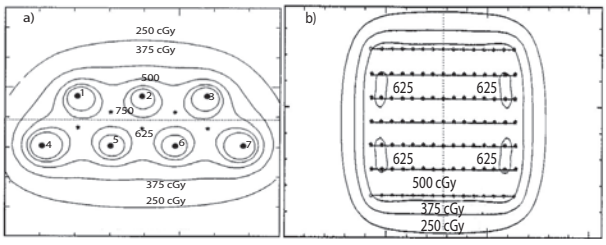


Figura 21. Implante optimizado según SSDS (Van der Laarse 1994). a) Plano central y puntos de DB. b) Plano central longitudinal (línea de puntos en a)).

La figura 22 muestra también la diferencia entre las distribuciones de dosis absorbida en ambos sistemas.

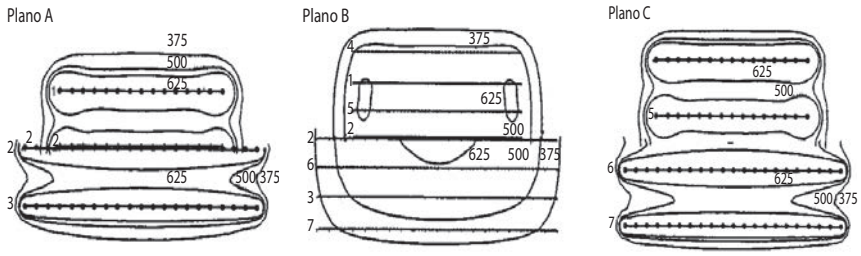


Figura 22. Comparación de las distribuciones de dosis absorbida entre el SSDS (parte superior de las figuras) y el **Sistema de París** (parte inferior). El plano A pasa a través de los catéteres 1, 2 y 3 del implante de las figuras 20 y 21. El plano C pasa a través de los catéteres 4, 5, 6 y 7 y el plano B es el plano central longitudinal (Van der Laarse 1994). Las curvas se representan en valores de cGy.

4. Sistemas de implantación y dosimetría en Braquiterapia ginecológica

4.1. Sistemas basados en el radio

Del mismo modo que en terapia intersticial, en Braquiterapia endocavitaria han aparecido desde la primera mitad del siglo XX, varios sistemas dosimétricos propuestos para la irradiación con radio del carcinoma de cérvix y basados en la experiencia clínica.

4.1.1. El método de Estocolmo

En *"The Stockholm System"*, el aplicador intrauterino de forma de varilla cilíndrica, se carga entre 53 y 88 mg de radio. El aplicador vaginal normalmente consiste en una caja plana conteniendo 60-80 mg de radio, aunque también existen otras formas de aplicadores, para casos especiales. En general, se realizan 2 o 3 aplicaciones de entre 27 y 30 horas de duración cada una, en un intervalo de unas tres semanas.

4.1.2. El Sistema de París histórico (1920)

El implante típico para el tratamiento del carcinoma de cérvix consistía en 3 fuentes vaginales individuales de radio (dos laterales y una central), y una fuente intrauterina formada por 3 tubos de radio (Figura 23). Posibles variaciones del sistema permitían el uso de sólo dos fuentes vaginales, o incluso solamente una, según

el tipo de lesión a tratar. Típicamente, las fuentes eran de 16 mm de longitud activa y de entre 10 y 15 mg de radio. La actividad total utilizada era una de las más bajas de las usadas en estos tipos de tratamiento y requería una duración de la aplicación de unos 6 u 8 días. La relación entre la actividad total de las fuentes uterinas y la de las fuentes vaginales solía ser 1:1, aunque se admitían variaciones entre 0,66 y 1,5.

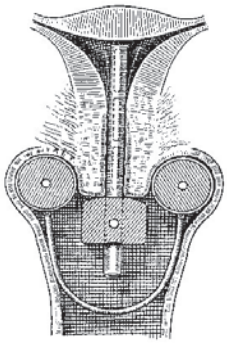


Figura 23. Implantación de radio según la técnica de París. Tomado de Pierquin y Marinello 1992, con permiso.

4.1.3. El Sistema de Manchester

Concebido por Paterson y Parker en 1934, está pensado para administrar una dosis absorbida constante a unos puntos bien definidos cercanos al cérvix, sin tener en cuenta las variaciones de forma y tamaño del útero y la vagina.

En el **Sistema de Manchester**, una aplicación viene especificada en términos de "dosis" en röentgens, dada a unos puntos específicos llamados A y B (Figura 24). En el **Sistema de Manchester** clásico, el punto A se define como un punto situado a 2 cm del centro del canal del útero y 2 cm hacia arriba desde la mucosa del fondo de saco vaginal, según el eje del útero (hay dos puntos A, uno a la derecha y el otro a la izquierda). El punto B está situado sobre el eje transversal que pasa por los puntos A, y a 5 cm de la línea media entre ambos. (uno a la derecha y otro a la izquierda). Pero esta definición fue posteriormente modificada por Tod y Meredith (Tod y Meredith 1953) y el punto A del **Sistema de Manchester** es aún **actualmente** un punto situado lateralmente a 2 cm de la sonda uterina y a 2 cm en dirección craneal desde un plano perpendicular a esta sonda en su extremo inferior. Este punto está ligado pues, a la geometría de las fuentes y no a la anatomía como era en un principio.

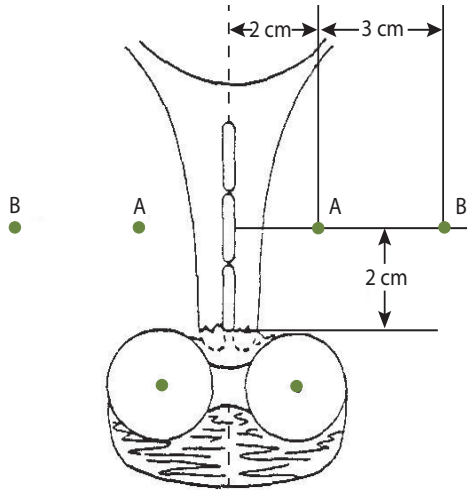


Figura 24. Sistema de Manchester. Definiciones de los puntos A y B (Meredith 1967).

En el **Sistema de Manchester**, el punto A no está considerado como un punto de especificación de la dosis tumoral, sino más bien, una referencia en la cual la dosis absorbida no debe superar unos límites dados correspondientes a la tolerancia de los tejidos sanos. El sistema define el número de fuentes que hay que utilizar, sus actividades, y el tiempo de duración de la aplicación para no sobrepasar estos límites de tolerancia. Típicamente, la carga del aplicador intrauterino varía generalmente entre 20 y 35 mg de radio y la de los vaginales entre 15 y 25 mg cada uno. Un tratamiento que administre 8000 R al punto A dura unas 140 horas.

Los puntos A y B son todavía ampliamente usados en todo el mundo, aunque no todos los centros los interpretan de la misma manera: algunos los refieren a la anatomía y otros a la geometría de las fuentes. Además, con el tiempo, y para numerosos usuarios, el punto A se ha convertido en el punto de especificación de la dosis absorbida tumoral, lo que cambia completamente la filosofía inicial del sistema sobre la concepción de este punto.

Por todas estas razones, las diferentes maneras de definir los puntos A, dan como resultado diferentes valores del cálculo de la dosis absorbida en estos puntos, y, puesto que este valor es usado como dosis absorbida prescrita, para calcular el tiempo de duración de una aplicación se obtendrán distintos valores dependiendo de la definición empleada.

4.2. Adaptación a los nuevos radionucleidos y sistemas de carga diferida. El paso a HDR. Recomendaciones de la ABS *(American Brachytherapy Society)*

Como ya se ha dicho anteriormente, la aparición de nuevas fuentes de alta actividad juntamente con los avances en los aparatos proyectores automáticos de fuentes, ha hecho que la Braquiterapia de alta tasa vaya ganando terreno también en Ginecología. La Sociedad Americana de Braquiterapia (ABS), encarga a un grupo de trabajo la elaboración de unas normas para la utilización de la HDR para el tratamiento del carcinoma de cérvix (Nag y cols. 2000a).

Después de describir las ventajas y los inconvenientes de los tratamientos de Braquiterapia tanto para la HDR como la LDR, da unas recomendaciones generales para el tratamiento del carcinoma de cérvix que abarcan desde las pautas de quimioterapia hasta las dosis absorbidas y los intervalos de tratamiento para la Radioterapia externa y la Braquiterapia

En cuanto a las **técnicas de implantación** da las siguientes recomendaciones:

- Se recomienda el uso de múltiples aplicaciones HDR para conseguir que con la reducción tumoral se obtenga una mayor cobertura del tumor en cada una de ellas.
- Los aplicadores se deberán ajustar en cada fracción si se observan deficiencias en la inserción inicial.
- Se recomienda realizar la inserción con ayuda de ultrasonidos o fluoroscopia, sobre todo en pacientes con anatomía alterada, debido al alto riesgo de perforación uterina por el pequeño tamaño de las sondas.
- Escoger el tamaño y la forma de los aplicadores que mejor se adapten a la anatomía.
- Se recomienda la colocación de marcadores radiopacos para identificar la posición del cérvix y determinar la relación entre los aplicadores vaginales y el mismo.
- Se recomienda desplazar la vejiga y el recto lejos del aplicador, asi como el uso de algún sistema externo de fijación para prevenir cualquier movimiento de los aplicadores.
- Obtener radiografías de buena calidad para la realización de la dosimetría en cada fracción y procurar minimizar los movimientos de los pacientes en los desplazamientos necesarios entre el quirófano, simulador y la habitación.

- La posición de los aplicadores puede cambiar si la posición del paciente cambia. La ABS recomienda que el tratamiento se realice en la misma posición en la que se han tomado las radiografías de simulación.

4.2.1. Especificación de la dosis absorbida

Idealmente, la dosis absorbida debería ser prescrita a un "volumen blanco" individualizado para cada paciente. Sin embargo, se continúa usando ampliamente los puntos A del sistema de Manchester como puntos de prescripción de dosis absorbida. Los puntos A, muy a menudo quedan situados en una zona de alto gradiente de dosis absorbida, y por lo tanto, pacientes con ligeras diferencias en la aplicación pueden recibir dosis absorbidas significativamente distintas. Por lo tanto, el punto de especificación de dosis absorbida debería estar situado en una zona en donde las curvas de isodosis aparezcan paralelas al "tandem" uterino, más lejos de los ovoides. Por eso, la ABS recomienda un nuevo punto para la prescripción de la dosis absorbida, al que llama "punto H", para diferenciarlo de cualquier otra definición de punto A.

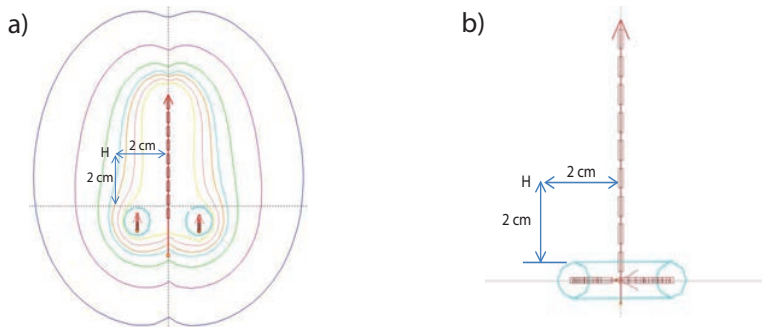


Figura 25. Situación del punto H en dos aplicaciones ginecológicas con sonda intrauterina. a) con ovoides. b) con anillo .

La localización del punto H en una aplicación con ovoides y sonda intrauterina por ejemplo, se realiza de la siguiente manera: se traza una línea que une los puntos medios de los ovoides y desde la intersección de esta línea con la sonda intrauterina, desplazarse en dirección craneal 2 cm más el radio de los ovoides y 2 cm en dirección perpendicular a la sonda en sentido lateral (Figura 25).

La localización del punto H se realiza de modo similar para otros tipos de aplicaciones.

4.2.2. Optimización

Conseguir una buena distribución de dosis absorbida en Braquiterapia de alta tasa de dosis, requiere por una parte que se haya realizado una buena inserción de los aplicadores y por la otra obtener una buena optimización.

Para una buena optimización se requiere un número suficiente de puntos de definición de dosis absorbida para que el algoritmo de optimización pueda obtener una buena distribución de ella. En la figura 26 se muestra la colocación de los puntos de optimización para un tratamiento de carcinoma de cervix.

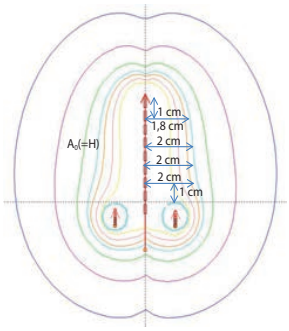


Figura 26. Colocación de los puntos para optimizar la distribución de dosis absorbida.

El documento de la ABS (Nag y cols. 2000a) sugiere unas reglas de colocación de los puntos de optimización para conseguir distribuciones de dosis absorbida bien optimizadas. Una mala optimización es siempre peor que una distribución no optimizada.

4.2.3. Cálculo de la dosis absorbida en estructuras anatómicas de interés

La localización de los puntos de dosis máxima de vejiga y recto, tal como se definen en el informe 38 de ICRU (ICRU 1985), no puede garantizar que realmente sean los puntos que reciben la máxima dosis absorbida en estas estructuras, según apunta Schoeppel (Schoeppel y cols. 1989; Schoeppel y cols. 1994).

El conocimiento de la dosis absorbida en estas estructuras es muy importante, puesto que las complicaciones de los tratamientos pueden probablemente relacionarse con la irradiación excesiva de las paredes de estos órganos. La única manera de poder valorar con exactitud la dosis absorbida realmente administrada es mediante un cálculo de dosis 3D sobre una anatomía basada en imágenes TC / RM, aunque esta posibilidad no esté por el momento al abasto de muchos centros que realizan Braquiterapia HDR.

Mientras las posibilidades de realizar este tipo de dosimetría no estén más extendidas, la ABS hace las siguientes recomendaciones:

- Procurar que la dosis absorbida en los "puntos nominales" de vejiga y recto sea siempre menor que el 80% de la dosis absorbida en el punto H.
- "Puntos nominales" de vejiga y recto: esencialmente se pueden usar los mismos puntos que recomienda el informe 38 de ICRU (ICRU 1985), con pequeñas modificaciones en algunos casos. En cuanto al recto, menciona la utilización de contraste muy diluido y aire para localizar la pared rectal anterior, y propone el cálculo de dosis absorbida en varios puntos de la misma. En cambio, desaconseja el uso de sondas rectales con marcadores radiopacos.
- Ganglios linfáticos: aunque la dosis absorbida que reciben los ganglios linfáticos en un tratamiento con Braquiterapia es siempre mucho menor que la que reciben con Radioterapia externa, esta debe constar siempre en los tratamientos combinados. Recomienda que se calcule la dosis absorbida en los puntos de pared pélvica definidos en el informe 38 de ICRU (ICRU 1985), y en cambio dice que no hace falta calcularla en ningún otro punto de ganglios linfáticos. Desaconseja usar la dosis absorbida en el punto B del sistema de Manchester como representativo de la dosis absorbida en las cadenas ganglionares.

4.2.4. Control de calidad

Puesto que todos los procesos involucrados en los tratamientos con HDR son más rápidos que los correspondientes en LDR, la posibilidad de errores aumenta. De ahí deriva la importancia de diseñar un buen programa de control de calidad, más estricto si cabe que para LDR. La ABS recomienda seguir las guías marcadas en el *Task Group* 59 de la AAPM (Kubo y cols. 1998), dedicado específicamente a la Braquiterapia HDR.

4.2.5. Recomendaciones sobre la dosis absorbida

En los tratamientos combinados de Radioterapia externa y Braquiterapia HDR, el objetivo es administrar al punto A (o punto H) una dosis absorbida equivalente a 80-85 Gy con LDR en los estadios precoces, y hasta 85-90 Gy en los estadios avanzados.

Las dosis absorbidas administradas con HDR pueden obtenerse "convirtiendo" las dosis absorbidas LDR a dosis equivalentes mediante el modelo

lineal-cuadrático (Nag y Grupta 2000b). La ABS publica unas tablas con valores posibles de dosis absorbida de Radioterapia externa y número de fracciones y dosis absorbida por fracción para el tratamiento con HDR.

5. Especificación de dosis absorbida y volúmenes en Braquiterapia

Dada la diversidad de sistemas de dosimetría existentes, la ambigüedad de las definiciones y usos por parte de quienes los utilizan, y sobre todo, la aparición de nuevas legislaciones en radioprotección que recomiendan fuertemente el uso de los nuevos radionucleidos (^{192}Ir, ^{137}Cs, etc.), en detrimento del ^{226}Ra (prohibido en España y en la mayoría de los países), hace que exista una gran variedad de maneras de hacer estos implantes y de especificar las dosis absorbidas, incluso dentro de los usuarios de un mismo sistema. Por otra parte, la introducción de los ordenadores para hacer los cálculos dosimétricos de rutina, hace que se puedan obtener distribuciones de dosis absorbida en cualquier plano del espacio, en puntos de interés anatómico bien definidos, etc., y por lo tanto el cálculo de la dosis absorbida en puntos fijos (como el A y el B del **Sistema de Manchester**, p.ej.), pierde relevancia.

Por todo ello, ya en 1975, en la "11ª Reunión del Grupo Europeo de Curiterapia" celebrada en Cap Sa Sal (Girona), se apuntó la necesidad de establecer un "**lenguaje común en Braquiterapia ginecológica**", proponiendo un conjunto de puntos de cálculo de dosis absorbida y la elección de un "volumen de referencia" (Chassagne y Horiot 1977). Todos los esfuerzos realizados en este sentido culminaron en 1985 con la aparición del informe 38 de ICRU (ICRU 1985).

Más recientemente, las posibilidades de las nuevas modalidades de imagen TC, RM, PET, se adoptan cada vez más en la práctica clínica y abren nuevos horizontes también en el caso de la Braquiterapia. En estos momentos, la Braquiterapia ginecológica 3D, basada en imágenes de TC o RM es una realidad en los sistemas de planificación de comercialización más reciente. Por otra parte, la RM se ha revelado como la modalidad de elección para la visualización y valoración de la anatomía ginecológica, muy superior a la que puede ofrecer la TC, o la simple exploración clínica (Suback y cols. 1995; Wachter y cols. 2001).

Para entrar en esta nueva etapa, el GEC (Grupo Europeo de Curiterapia) y la ESTRO (European Society for Therapeutic Radiology and Oncology) impulsan la formación de un grupo de trabajo: (GYN) GEC-ESTRO en el año 2000, para definir los nuevos términos y conceptos relacionados con el nuevo campo de la

planificación 3D de los tratamientos de Braquiterapia basados en imágenes 3D (Haie-Meder y cols. 2005; Pötter y cols. 2006).

En cuanto a la Braquiterapia intersticial, la aparición de las nuevas fuentes de alta tasa de dosis y la posibilidad de dosimetria 3D con potentes algoritmos de optimización de dosis y localización de fuentes, hace que los cálculos basados estrictamente en el **Sistema de Paris**, pierdan protagonismo. En este contexto, y con un claro intento de consenso entre las definiciones clásicas del **Sistema de París**, las nuevas posibilidades de la HDR, la dosimetria 3D y la escuela americana de Braquiterapia, aparece el informe 58 de ICRU (ICRU 1997).

Sin embargo, las recomendaciones ICRU, **NO** implican en ningún caso, ni cambios en la metodología de cálculo, ni en la especificación de la dosis absorbida, ni en los sistemas de implantación usados por cada usuario, sino que su única finalidad es: **desarrollar un lenguaje común basado en conceptos ya existentes**. En esta línea, los documentos ICRU relativos a la Braquiterapia, adoptan la misma terminología para la especificación de dosis y volúmenes que la definida en los documentos ICRU relativos a la Radioterapia externa (ICRU 1978; ICRU 1993).

5.1. Braquiterapia ginecológica. ICRU 38

Es el primero por orden cronológico. Los contenidos más importantes que se tratan en este documento son los que se detallan a continuación.

5.1.1. Definición de términos y conceptos

- Técnicas de tratamiento.
- Sustitutos del ^{226}Ra.
- Simulación de fuentes lineales.
- Tasas de dosis adsorbida. Alta y baja tasa de dosis.
- Técnicas diferidas *(afterloading)*.
- Patrones de dosis absorbida.
- Volúmenes.
- Especificación de las fuentes radiactivas.
- Tasa de kerma de referencia en aire (TKRA) ($\mu Gy\ h^{-1}$ a 1 m).
- Kerma de referencia en aire total (TRAK). Es la suma de los productos de las tasas de kerma en aire por la duración de la aplicación, de cada fuente.

En cuanto a las tasas de dosis absorbida, define los tratamientos de "baja tasa de dosis" y "alta tasa de dosis" en función del valor que tiene dicha tasa en el punto de prescripción. Las definiciones pueden verse en la tabla 2.

Tratamiento de Braquiterapia	Tasa de dosis absorbida en el punto de prescripción
Baja tasa de dosis (LDR)	0,4 a 2 Gy por hora
Alta tasa de dosis (HDR)	> 0,2 Gy por minuto (12 Gy por hora)
Tasa de dosis media (MDR)	Entre 2 y 12 Gy por hora

Tabla 2. Definición de baja, media y alta tasa de dosis según ICRU 38 (ICRU 1985).

En cuanto a los volúmenes, recoge las definiciones dadas en el informe 29 de ICRU (ICRU 1978) referidas a la Radioterapia externa, para adaptarlas a la terapia intracavitaria:

El **volumen blanco**, ha de contener todos los tejidos que han de ser irradiados con una dosis absorbida especificada. En situaciones especiales, puede haber más de un volumen blanco. Los distintos volúmenes han de describirse siempre independientemente de la distribución de dosis absorbida, en términos de anatomía de la paciente y volumen tumoral.

El **volumen de tratamiento**, se define como el volumen contenido en una determinada superficie de isodosis, seleccionada por el radioterapeuta, que englobe por lo menos todo el volumen blanco. En terapia intracavitaria no es posible expresar el valor de esta superficie de isodosis como un porcentaje de la dosis absorbida en un punto determinado dentro del volumen de tratamiento, como se hace en Radioterapia externa, debido al importante gradiente de dosis absorbida que existe siempre en su interior.

El **volumen de referencia**, se define como el volumen incluido dentro de la isodosis de referencia. Para facilitar intercomparaciones de tratamientos entre distintos centros, es necesario ponerse de acuerdo sobre el valor o nivel de esta isodosis de referencia.

El **volumen irradiado**, es aquel volumen, siempre mayor que el volumen de tratamiento, que recibe una dosis absorbida considerada significativa con relación a la tolerancia de los tejidos.

5.1.2. Recomendaciones para los informes de las dosis absorbidas y los volúmenes

Las recomendaciones que presenta el documento no implican en modo alguno que el radioterapeuta haya de modificar el método de implantación que esté usando, ni cambiar el modo de calcular la duración del implante. Simplemente se trata de calcular algunas magnitudes específicas que hay que añadir en el informe.

5.1.2.1. Descripción de la técnica

- **Las fuentes**: radionucleido, actividad, filtración, etc.
- **Simulación de fuentes lineales**:
  - Conjunto de fuentes puntuales.
  - Fuente móvil: tipo de movimiento, unidireccional u oscilante, rango del movimiento, etc.
- **El aplicador**: rígido o no, curvatura fija o no, número de fuentes vaginales, conexiones con la fuente uterina, etc.

5.1.2.2. Recomendaciones para el informe

1. **Kerma de referencia en aire total (TRAK)**

Definido en la sección previa, sustituye al antiguo concepto de los "mg.h" al que hacen referencia los métodos basados en la utilización del ^{226}Ra.

2. **Descripción del volumen de referencia**

a) Nivel de dosis absorbida.

Para la terapia clásica de baja tasa de dosis, se acepta un nivel de dosis absorbida de 60 Gy para la isodosis de referencia. Cuando la terapia intracavitaria se combina con la Radioterapia externa, hay que elegir otro valor de la isodosis de referencia que sea la diferencia entre los 60 Gy totales y la dosis absorbida que se haya administrado con la Radioterapia externa. Por ej. en el caso en que una paciente haya recibido 40 Gy en toda la pelvis con Radioterapia externa, la isodosis de referencia del tratamiento endocavitario ha de ser:

$$60\ Gy - 40\ Gy = 20\ Gy$$

b) Volumen de referencia: descripción del volumen en forma de pera (Figura 27).

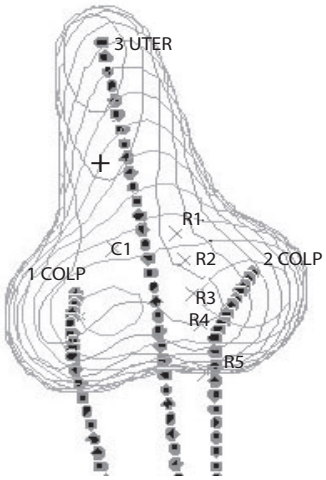


Figura 27. Representación tridimensional de la superficie de isodosis 60 Gy en una aplicación endocavitaria.

Cuando se combinan las fuentes vaginales con una sonda intrauterina, el volumen de referencia presenta una forma de pera, cuyo eje longitudinal coincide con la dirección de la sonda uterina. Este volumen de referencia se define mediante tres dimensiones:

La altura: es la dimensión máxima a lo largo de la dirección de la sonda intrauterina, y se mide en el **plano frontal oblicuo** que contiene la sonda intrauterina (Plano **a** en la figura 28).

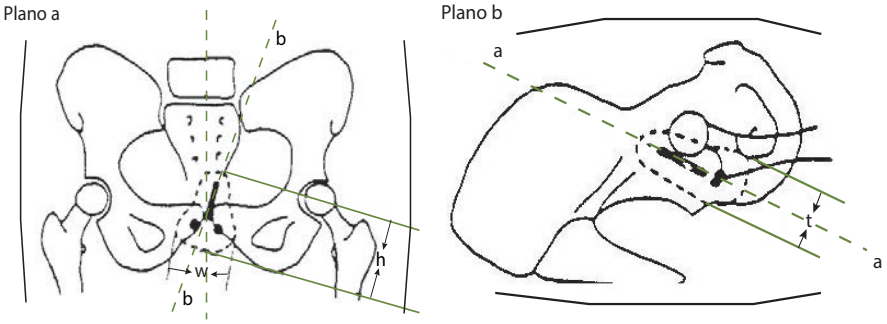


Figura 28. Geometría para la medida de las dimensiones de la isodosis 60 Gy, en una aplicación endocavitaria. Plano a: frontal oblícuo; plano b: sagital oblicuo. h es la altura, w la anchura y t el espesor (ICRU 1985).

La achura: es la dimensión máxima perpendicular a la sonda intrauterina y medida en el mismo **plano frontal oblicuo**.

El espesor: es la dimensión máxima perpendicular a la sonda intrauterina, medida en el **plano sagital oblicuo** que contiene la fuente intrauterina (Plano b en la figura 28).

3. Dosis absorbida en puntos de referencia

Se propone calcular la dosis absorbida en varios puntos de referencia, cuya localización se explica para el caso en que se utilicen dos radiografías ortogonales. No se recomienda el cálculo de la dosis absorbida en puntos cercanos a las fuentes y relativos a las mismas, puesto que es una zona de alto gradiente de dosis absorbida y alta imprecisión en el cálculo. Se proponen en cambio:

a) Puntos de referencia relativamente cercanos a las fuentes y referidos a los órganos críticos:

- ***Punto de referencia de vejiga***. Se obtiene en la radiografía A-P en el punto medio del balón de la sonda de Foley que se ha colocado a la paciente en el momento de la aplicación y que se ha empujado lo más hacia abajo posible en el momento de hacer las radiografías. En la placa LAT, el punto es tomado en la superficie posterior del balón sobre una línea antero-posterior dibujada desde el centro del mismo (Figura 29).

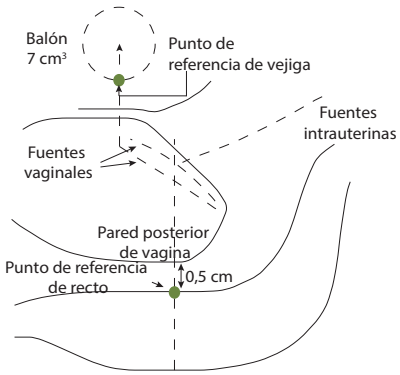


Figura 29. Localización de los puntos de referencia de vejiga y recto (ICRU 1985).

- ***Punto de referencia de recto***. Se obtiene en la radiografía LAT a partir de una línea dibujada en sentido antero-posterior desde el extremo más bajo de la sonda intrauterina (o desde la mitad de las fuentes vaginales), y se localiza sobre esta línea a 5 mm de la pared posterior de la vagina. Dicha pared puede visualizarse si se usa molde vaginal

o bien, mediante algún sistema de visualización de las paredes con contraste radiopaco (Figura 29).

b) Puntos de referencia relacionados con las estructuras óseas:

El trapecio linfático de Fletcher. Se obtiene de la manera mostrada en la figura 30. En él se construye un trapecio de 12 cm de base mayor y 4 cm de base menor. Sobre sus lados no paralelos se sitúan tres puntos en cada uno, en los que la dosis absorbida es representativa de la dosis absorbida que reciben las cadenas linfáticas con la aplicación.

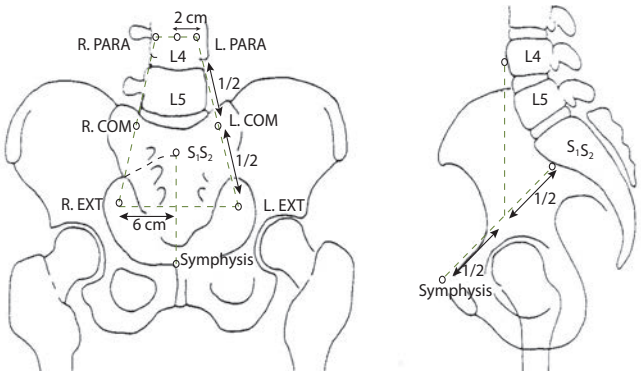


Figura 30. Definición del trapecio linfático de Fletcher (ICRU 1985).

Los puntos de referencia de pared pélvica. Pueden visualizarse en las radiografías AP y LAT (Figura 31). Estos puntos intentan ser representativos de la dosis absorbida en la parte distal de los parametrios y los ganglios linfáticos obturadores.

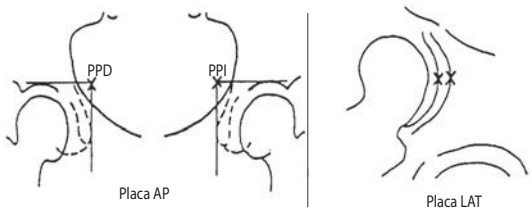


Figura 31. Determinación de los puntos de pared pélvica (ICRU 1985).

5.1.2.3. Definición del volumen de referencia 60 Gy en situaciones especiales

- Una sola fuente lineal.

- Fuentes vaginales solamente.
- Aplicadores rígidos.
- *"Packing"* uterino.

5.1.3. Modelos dosis-tiempo

Aunque admite que no se conocen suficientemente los efectos radiobiológicos de las distintas tasas de dosis absorbida sobre los tejidos, recomienda que no se aplique ningún factor de corrección para las distintas tasas. Sin embargo, recomienda que en el informe se haga constar siempre la duración de la aplicación, y si se han realizado diversas aplicaciones, debe constar la duración de cada una de ellas y el intervalo entre las mismas. Así mismo, en los casos en los que se ha combinado con Radioterapia externa, ha de constar el esquema completo del tiempo del tratamiento global.

5.1.4. Conclusiones y recomendaciones finales

El documento concluye que puesto que existen siempre altos gradientes de dosis absorbida en las aplicaciones de Braquiterapia, la especificación de la dosis absorbida en unos puntos de referencia concretos no es significativa de la dosis absorbida del "volumen blanco". Por eso no recomienda el mismo procedimiento que en Radioterapia externa (ICRU 1978). Así pues, la especificación de las dosis en un implante de Braquiterapia ginecológica ha de seguir las siguientes recomendaciones:

- Descripción completa de la técnica usada.
- Cálculo del kerma de referencia en aire total (TRAK).
- Descripción del volumen de referencia.
  - Nivel de dosis (si no es 60 Gy).
  - Dimensiones del volumen de referencia.
- Dosis absorbida en los puntos de referencia:
  - Vejiga
  - Recto
  - Trapecio linfático
  - Puntos de pared pélvica
- Descripción completa del esquema dosis-tiempo.

5.2. Braquiterapia ginecológica. Recomendaciones más recientes

Desde la publicación del informe 38 de ICRU en 1985 hasta ahora, ha habido grandes cambios en el campo de la Braquiterapia, tal como se ha dicho anteriormente, relacionados primordialmente con las nuevas posibilidades de imagen médica y con la potencia de cálculo y tratamiento de imágenes 3D de los nuevos Sistemas de Planificación, sin olvidar el auge de los equipos de carga diferida automática de HDR y PDR.

En el *"Annual GEC ESTRO Meeting"* de 1998, celebrado en Nápoles, se organizó un *"workshop"* titulado: "ICRU 38, las bases para una revisión". Para tal ocasión se realizó un estudio sobre la utilización de los términos y conceptos definidos en el informe 38 de ICRU, tanto en la literatura como en la práctica clínica (Pötter y cols. 2001). Este estudio revela que muchos de los conceptos definidos en ese informe, particularmente el TRAK *("Total reference air kerma")* y el volumen de referencia, no han tenido la aceptación esperada, y su utilización ha sido muy limitada en la práctica clínica. Sin embargo, se constató que los puntos A eran usados ampliamente como puntos de prescripción en la mayoría de los centros que respondieron a la encuesta.

Se acordó que una manera de integrar ambos conceptos (especificación por volúmenes como recomienda ICRU en su informe 38, y especificación en puntos) podría hacerse definiendo diversos niveles de informe de un implante, en analogía con la manera en que lo hace el informe 50 de ICRU. Así, el informe de un mismo implante puede hacerse especificando dosis absorbida en puntos (nivel 1 y 2) o dosis absorbida en volúmenes (nivel 2 y 3). En el año 2001 Visser y Symonds (Visser y Symonds 2001), apuntan la necesidad de un cambio en "la especificación de dosis absorbida y volúmenes para los informes de Braquiterapia ginecológica", y esbozan lo que podrían ser los contenidos de un renovado informe 38 de ICRU.

5.2.1. Recomendaciones del grupo (GYN) GEC-ESTRO

En el año 2000, se crea un grupo de trabajo (GYN) GEC-ESTRO, con la tarea fundamental de definir los nuevos términos y conceptos relacionados con el nuevo campo de la planificación 3D de los tratamientos de Braquiterapia basados en imágenes 3D (Haie-Meder y cols. 2005; Pötter y cols. 2006). Su misión fundamental, definir la terminología que permita a los distintos grupos que trabajan en este campo el uso de una terminología común que permita el intercambio de información y resultados.

El grupo de trabajo constató que fundamentalmente existen dos tendencias:

1ª. La representada por el Instituto Gustave Roussy (IGR) de Paris, basada en la valoración de un GTV en el momento del diagnóstico y la definición del CTV adaptado a cada tumor individualmente en el momento del diagnóstico, (moldes vaginales personalizados). Se prescribe una dosis absorbida de 60 Gy a este CTV. Se informa sobre las dimensiones del volumen de referencia 60 Gy, así como de las dosis en determinados puntos de referencia, incluyendo los recomendados por el informe 38 de ICRU.

2ª. La representada por el Grupo de Viena, que se basa en la especificación de la dosis absorbida en los puntos A, distribuciones de dosis absorbida estándar y uso de aplicadores estándar. El GTV es valorado en el diagnóstico y en el momento de la Braquiterapia y el CTV es adaptado individualmente de acuerdo con el tumor existente en el momento de la Braquiterapia, teniendo en cuenta la extensión tumoral en el momento del diagnóstico. Una dosis absorbida de 80-90 Gy se prescribe en los puntos A. Las dimensiones del volumen tratado (80-90 Gy) se registran en el informe (con comparación también con el volumen de referencia 60 Gy).

Para poder tener en cuenta ambos procedimientos, el grupo de trabajo (GYN) GEC-ESTRO publica la primera parte de las recomendaciones (Haie-Meder y cols. 2005) en donde se propone la definición de 3 tipos de CTV (Figura 32):

"High risk" CTV (HR CTV), con mayor riesgo de recidiva local puesto que existe enfermedad macroscópica residual. La intención es dar una dosis absorbida lo más alta posible, que sea apropiada para erradicar toda la enfermedad macroscópica residual.

"Intermediate risk" CTV (IR CTV), con un mayor riesgo de recidiva local en áreas que corresponden a la extensión tumoral macroscópica inicial, con prevalencia, como mucho, de enfermedad microscópica en el momento de la Braquiterapia. La intención es dar una dosis absorbida apropiada para curar la enfermedad microscópica en el cáncer de cervix, que corresponde a una dosis absorbida de al menos 60 Gy.

"Low risk" CTV (LR CTV), que abarca la zona de tejido con posibilidad de diseminación tumoral.

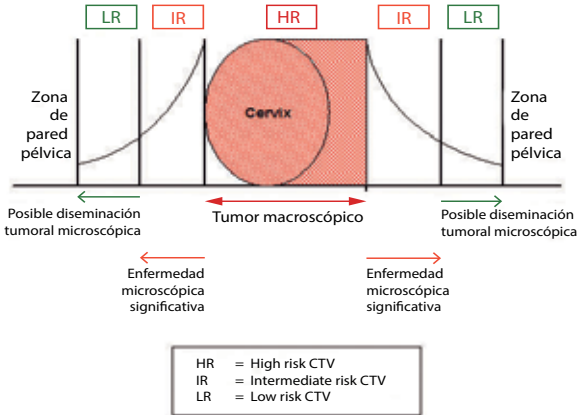


Figura 32. Definición de los tres tipos de CTV.

La definición de los volúmenes GTV, HR CTV, IR CTV se basa fundamentalmente en la utilización de imágenes de RM (Haie-Meder y cols. 2005).

Finalmente, en 2006, se publica la segunda parte de las recomendaciones en donde se especifican los parámetros necesarios para hacer un informe de un tratamiento 3D de Braquiterapia de carcinoma de cervix, basado en imágenes (Pötter y cols. 2006).

Dichas recomendaciones son las siguientes:

- Descripción completa de la situación clínica incluyendo anatomía y patología y las dimensiones y volúmenes del GTV en el momento del diagnóstico y en el momento de la Braquiterapia, basados en las imágenes de las exploraciones. Dimensiones de HR CTV y del IR CTV.
- Descripción completa de la técnica de imagen 3D y del procedimiento de contorneo de los volúmenes.
- Descripción completa de la técnica de Braquiterapia: radionucleido, tipo de fuente, actividad de la fuente, tipo de aplicadores, tipo de carga diferida (manual o automático) y descripción de otro tipo de agujas empleadas, si las hubiera.
- Prescripción del tratamiento y planificación del tratamiento: técnica de reconstrucción de los aplicadores, esquemas de la carga de las fuentes, método de especificación de la dosis absorbida y métodos de optimización si los hubiere.
- Dosis absorbida prescrita.

- Kerma de referencia en aire total (TRAK).
- Dosis absorbida en el punto A (derecho, izquierdo, valor medio).
- D100, D90 para el GTV y el HR CTV e IR CTV respectivamente.
- Dosis absorbida en vejiga y recto en los puntos de referencia ICRU.
- $D_{0,1cm^3}$, D_{1cm^3}, D_{2cm^3} para órganos de riesgo (por ejemplo, recto, sigma, vejiga, vagina).
- D_{5cm^3}, D_{10cm^3} para los órganos de riesgo si se valora sobre la pared del órgano.
- Descripción completa del esquema dosis-tiempo: dosis absorbidas físicas y dosis absorbidas biológicas ponderadas ($\alpha/\beta = 10$ Gy para GTV y CTV; $\alpha/\beta = 3$ Gy para los órganos de riesgo (OR); $T_{½} = 1,5$ horas para GTV, CTV y OR).

Desde su aparición, las recomendaciones del grupo (GYN) GEC-ESTRO han tenido gran repercusión y una amplia aceptación en todo el mundo. Son citadas en multitud de publicaciones y actualmente son la base del tratamiento del cáncer de cérvix con Braquiterapia en muchos centros. El grupo de trabajo continúa publicando recomendaciones, para una correcta implementación de la Braquiterapia 3D basada en imágenes de RM para el tratamiento del cáncer de cérvix. De entre las más recientes, cabe destacar las recomendaciones sobre la aceptación y reconstrucción de aplicadores (Hellebust y cols. 2010), y las referentes a los parámetros técnicos de la adquisición de las imágenes de RM necesarios para una buena delimitación de los volúmenes de tratamiento (Dimopoulos y cols. 2012).

5.2.2. Recomendaciones de la ABS *(American Brachytherapy Society)*

No solo en Europa ha habido cambios en las recomendaciones para adaptarse a las nuevas posibilidades de la Braquiterapia 3D, sino que también la Sociedad Americana de Braquiterapia (ABS) ha publicado unas nuevas guías de consenso para el tratamiento del carcinoma de cérvix localmente avanzado (Viswanathan y Thomadsen 2012a; Viswanathan y cols. 2012b).

Las recomendaciones constan de dos partes, publicadas por separado.

Parte I. Principios generales (Viswanathan y Thomadsen 2012a)

Algunos de las recomendaciones que pueden verse en el documento sobre el tratamiento de Braquiterapia del carcinoma avanzado de cérvix versan sobre los siguientes puntos:

- **Selección de aplicadores**. Intersticial, cilindros, ovoides, anillo, etc.
- Descripción y recomendaciones sobre como realizar l**a inserción de los aplicadores** (tanto para Braquiterapia endocavitaria como intersticial).
- **Imágenes**. La ABS recomienda varios métodos para realizar las imágenes de localización de fuentes y/o aplicadores:
  - Radiografías con equipos de alta precisión geométrica (simulador).
  - Imágenes volumétricas (3D): TC, RM, PET.

    En este caso es posible delimitar con más precisión el volumen tumoral, y los órganos de riesgo. Su utilización estará en función de las posibilidades de los sistemas de planificación de cada institución. Un software que permita fusión de distintas modalidades de imagen es altamente recomendable.
- **Volúmenes**. En cuanto a la delineación de volúmenes, recomienda seguir las indicaciones dadas por el grupo europeo (GYN) GEC-ESTRO, y delimitar los volúmenes: HR-CTV ("*High risk" CTV*) y el IR-CTV ("*Intermediate risk" CTV*), definidos en el punto 5.2.1. También indica como se han de definir para cada tipo de imagen usado: TC o RM
- **Planificación dosimétrica**
  - Especificación de la **dosis en el PTV**
    - Con imágenes 3D: recomendaciones del grupo (GYN) GEC-ESTRO.
    - Con placas radiográficas: puntos A (no los puntos H del anterior documento del año 2000 (Nag y cols. 2000a), y da indicaciones de cómo definir dichos puntos A en función del tipo de aplicador).
  - Especificación de la **dosis en los OAR (*Organ at risk*)**
    - Con imágenes 3D: a partir de los HDV ($D_{0,1\ cm^3}$, $D_{2\ cm^3}$).
    - Con placas radiográficas: puntos ICRU 38.

Finalmente, la ABS recomienda que los datos que han de figurar en el informe de los implantes de Braquiterapia endocavitaria sean los siguientes:

- Tipo de aplicadores usados.
- Prescripción (Dosis absorbida por fracción, dosis en el HR-CTV o los puntos A).
- Dosis absorbida en el punto A.
- Kerma de referencia en aire total (TRAK).

- Esquema de carga: (fuente, puntos y tiempos)
- D100, D90 y V100 para el HR-CTV (si hay imagen 3D).
- V150 y V200 (en el caso de intersticial).
- Dosis vejiga y recto en los puntos de referencia ICRU.
- $D_{0,1\ cm^3}$, $D_{2\ cm^3}$, para los órganos de riesgo.
- $D_{5\ cm^3}$, para los órganos de riesgo si se valora sobre la pared del órgano (según las guías de GYN GEC-ESTRO).
- Distribuciones de dosis en los planos:
  - Sagital, incluyendo la sonda uterina.
  - Frontal oblicuo, pasando por el punto A y el medio de los ovoides.
  - Axial a través de las fuentes vaginales.

Parte II. Dedicada exclusivamente a la Braquiterapia HDR (Viswanathan y cols. 2012b)

En el punto referente a la planificación del tratamiento, destaca fundamentalmente la importancia que tiene el proceso de **OPTIMIZACION** tanto en HDR como en PDR, y señala que una buena distribución de dosis absorbida en un implante, requiere la concurrencia de dos condiciones: a) una buena inserción de los aplicadores y b) un buen proceso de optimización.

En cuanto a los **valores de dosis absorbidas** que deben administrarse en Braquiterapia HDR, la ABS recomienda, igual que ya hizo en el documento del año 2000 ((Nag y Grupta 2000b), que se utilicen las conversiones del modelo lineal cuadrático para pasarlas a LDR o a dosis equivalentes a 2Gy/fracción **(EQD2)**.

Finalmente, resalta la importancia de la **garantía de calidad en los implantes HDR** y recomienda que se realicen controles de calidad exhaustivos en todo el proceso, incluyendo verificaciones independientes de los planes de tratamiento y las verificaciones oportunas pretratamiento. Resalta la importancia del **papel del Físico Médico cualificado** en todos los procesos de control de calidad de los implantes HDR.

5.3. Braquiterapia intersticial. ICRU 58

El documento se presenta en Mayo de 1996 en el marco de un *"workshop"* dentro del *"First International Brachytherapy Meeting. GEC/ESTRO-ABS-GLAC"* en un claro intento de consenso, principalmente entre el Grupo Europeo de Curiterapia (GEC) y la Sociedad Americana de Braquiterapia (ABS). En gene-

ral, tiene la misma estructura que el documento anterior para la Braquiterapia ginecológica. Algunos de los conceptos que define son una adaptación de los que ya se definían en el **Sistema de París**, aunque presentados desde un punto de vista más general.

5.3.1. Definición de términos y conceptos

- Implantes temporales y permanentes.
- Especificación de las fuentes en tasa de kerma de referencia en aire (TKRA).
- Tipos de fuentes y su distribución dentro del implante.
- Kerma de referencia en aire total (TRAK), del implante.

Los demás apartados de este capítulo merecen ser considerados con más detalle y se resumen a continuación.

5.3.1.1. Volúmenes y planos

Las definiciones de los volúmenes se basan íntegramente en los mismos principios usados para Radioterapia externa, definidos en el informe 50 de ICRU (ICRU 1993). Así, las definiciones de **GTV** *("Gross Tumor Volume"*) y **CTV** *("Clinical Target Volume"*), son idénticas a las definidas en ese informe.

En cambio, para el **PTV** *("Planning Target Volume")*, mientras que en Radioterapia externa se presenta como un volumen más grande que el CTV, de modo que asegure que todos los tejidos incluidos en él queden bien irradiados, en Braquiterapia, el PTV coincide con el CTV, salvo escasas excepciones como, por ejemplo, en casos en donde puede haber incertidumbres respecto de la posición de las fuentes como en terapias con fuentes móviles o bien en implantes permanentes en donde la posición de las fuentes puede no quedar igual que la planificada. En estos casos, se puede tomar un PTV mayor que el CTV para tener en cuenta todos estos factores.

El **Volumen tratado** se define como el volumen englobado por una isodosis seleccionada o especificada por el radioterapeuta de modo que sea la apropiada para el propósito del tratamiento (por ej.: erradicar el tumor, paliación, etc.).

El **Plano central**. En los implantes basados en líneas radiactivas paralelas, de igual longitud y cuyos centros están contenidos en un plano perpendicular a la dirección de las fuentes, se define como el plano que contiene los puntos medios de todas las fuentes y es perpendicular a todas ellas. (Definición idéntica a la encontrada en el **Sistema de París**, figura 33). Sin embargo, en un implante de forma más compleja, podría ser necesario subdividir el implante

en varias zonas con diferentes subvolúmenes, en cada uno de los cuales podría definirse un plano central distinto (Figura 34).

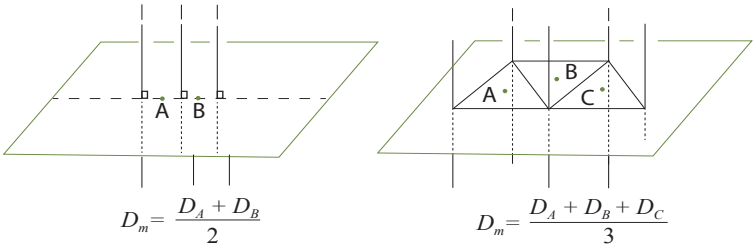


Figura 33. En un implante con fuentes rectilíneas, paralelas y de igual longitud, el plano central es perpendicular a la dirección de las fuentes y pasa a través de los centros de todas ellas (ICRU 1997).

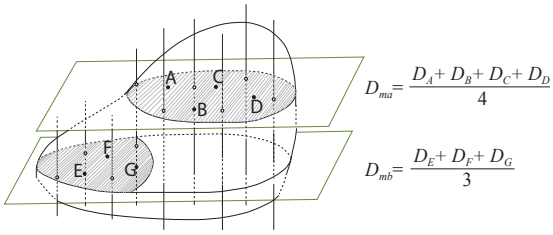


Figura 34. En implantes más complejos es necesario dividirlos en distintos subvolúmenes en cada uno de los cuales se define un plano central (ICRU 1997).

5.3.1.2. Descripción de la distribución de dosis absorbida

Como es bien sabido, en Braquiterapia la dosis absorbida no es homogénea. Hay siempre zonas con grandes gradientes de dosis absorbida, y zonas de alta dosis absorbida alrededor de las fuentes. Sin embargo, dentro del volumen del implante hay zonas con poco gradiente en donde la dosis absorbida es mínima, y que corresponden a las zonas entre fuentes. En estas regiones, es donde la dosis absorbida se puede calcular con más reproducibilidad y permite la comparación entre distintos centros. (Concepto de tasa de dosis de base en el Sistema de París).

Algunos sistemas permiten un cálculo 3D de las distribuciones de dosis absorbida, pero se requiere el cálculo de la distribución de dosis absorbida al menos en un plano para tener la mínima información de la distribución de dosis absorbida de un implante. En estos casos, el plano central del implante, definido en el párrafo anterior, es la mejor elección.

Dosis absorbida prescrita. En el informe 50 de ICRU la dosis absorbida prescrita se define como aquella que el radioterapeuta quiere dar y la que figura en la hoja de prescripción. No se pretende indicar ni como ni donde ha de prescribirse la dosis absorbida.

"Minimum Target Dose (MTD)". Dosis mínima en el volumen blanco. Es la dosis absorbida mínima en la periferia del CTV. Debe ser la mínima dosis absorbida con la cual el radioterapeuta considera que es adecuado tratar el CTV. La superficie de isodosis correspondiente a este valor de dosis absorbida ha de englobar perfectamente el CTV. En la terminología americana este concepto se conoce también como *"Minimum Pheriferal Dose (MPD)",* aunque esta nomenclatura no es la recomendada en el informe. La MTD es el concepto análogo a la **dosis de referencia** en el **Sistema de París**, y es igual al 90% de la dosis absorbida prescrita en el **Sistema de Manchester** de Braquiterapia intersticial.

*"***Mean Central Dose (MCD)***"*. Dosis central media. Es la media aritmética de las dosis absorbidas mínimas entre las fuentes en el plano central del implante (Figura 33), o en los planos centrales si hay más de uno (Figura 34). Es el concepto análogo al de **tasa de dosis de base** en el **Sistema de París**. Los métodos aceptados para buscar los puntos de tasa de dosis de base son los siguientes:

a) En implantes simples, con líneas paralelas, se identifican todos los triángulos posibles formados entre los posibles conjuntos de tres fuentes (Figura 33). Los puntos de dosis absorbida mínima corresponden a la intersección de las mediatrices de los triángulos (del mismo modo que se buscan los puntos de tasa de dosis de base en el **Sistema de París**).

b) Inspección de las distribuciones de dosis absorbida. A partir del gráfico impreso de la distribución de dosis absorbida en el plano central, con variaciones de isodosis cada 5%, los valores de dosis absorbida mínima pueden obtenerse por inspección del gráfico (Figura 35).

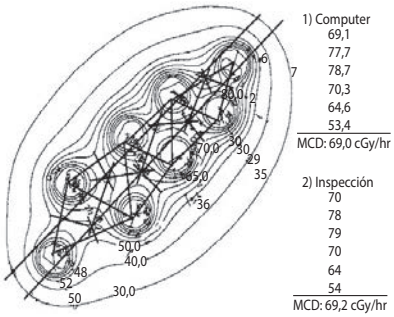


Figura 35. Evaluación de la DCM en un implante de mama con 8 fuentes de iridio en dos planos, mediante el método de calcular los puntos de mínima dosis como intersección de las mediatrices de los triángulos formados, y mediante inspección de las curvas de isodosis (ICRU 1997).

d) Evaluación de perfiles de dosis absorbida. En implantes más complejos, los puntos de dosis absorbida mínima pueden buscarse calculando perfiles de dosis absorbida a través de uno o más ejes que pasen por el máximo número de puntos esperados de dosis absorbida mínima, y determinado por inspección de estos perfiles los valores de dosis absorbida mínima. La MCD es la media aritmética de los valores encontrados (Figura 36).

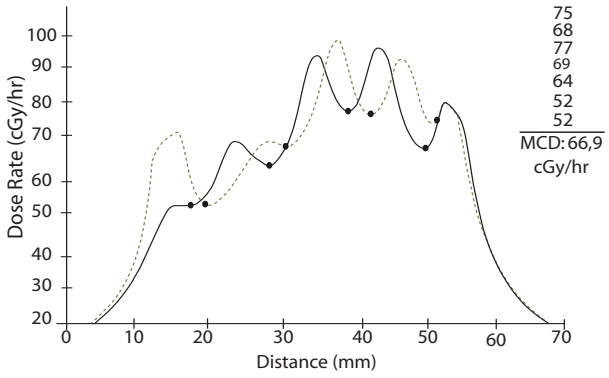


Figura 36. Perfiles de dosis absorbida calculados para el implante de la figura 35. Los dos ejes pasan aproximadamente por los centros de los triángulos. La MCD se calcula como la media de los puntos de dosis mínima (4 en cada perfil) (ICRU 1997).

*"**High dose Volumes**"*. Volúmenes de alta dosis absorbida. Es el concepto análogo a las "manchas" de sobredosificación del **Sistema de París**. Son las zonas alrededor de las fuentes que reciben altas dosis absorbidas, y es importante su evaluación desde el punto de vista de la correlación de la dosis absorbida con las posibles complicaciones tardías. Los volúmenes de alta dosis absorbida podrían definirse como el volumen englobado por la isodosis correspondiente al 150% de la dosis central media (MCD), alrededor de las fuentes, en cualquier plano paralelo al plano central, en donde se sospeche que puede haber estas zonas de alta dosis absorbida. La dimensión máxima de la zona más grande encontrada ha de incluirse en el informe.

*"**Low Dose Volumes**"*. Volúmenes de baja dosis absorbida. Pueden definirse como un volumen dentro del CTV, englobado por una isodosis correspondiente al 90% de la dosis absorbida prescrita. Las dimensiones máximas del volumen de menor dosis absorbida encontrado, han de incluirse en el informe. Su evaluación es importante para la correlación de las dosis absorbidas con los posibles fallos o recidivas de la enfermedad.

Parámetros de uniformidad de la dosis absorbida. Aunque en la literatura han surgido gran variedad de índices para evaluar la uniformidad de la dosis absorbida, en el informe 50 de ICRU se recomiendan estos dos, que pueden ser derivados directamente a partir de los conceptos de MTD y MCD:

- La dispersión entre los valores individuales de dosis absorbida mínima usados para calcular la "Dosis central mínima" en el plano central, expresada como porcentaje de la "Dosis central mínima".
- El índice de homogeneidad de dosis absorbida, definido como el cociente entre los valores de MTD y MCD.

Histogramas Dosis-Volumen (HDV). Se consideran una representación adicional muy válida para completar la información de las distribuciones de dosis absorbida en los implantes intersticiales. Son representaciones de la porción de volumen del implante que recibe al menos un valor de dosis absorbida, versus la dosis absorbida. (Es importante resaltar que los HDV en Braquiterapia pueden no tener el mismo significado que en Radioterapia Externa, en donde los HDV representan la distribución de dosis absorbida dentro del volumen de determinadas estructuras).

5.3.1.3. Factores dosis-tiempo

Los tratamientos de Braquiterapia con las tasas de dosis absorbida clásicas han proporcionado al cabo de los años una gran experiencia clínica y han permitido crear los patrones que hoy se aceptan como normas en estos tipos de tratamientos. Así pues, una dosis absorbida de 60-70 Gy administrada entre 4 y 8 días a unas tasas de dosis absorbida de entre 30 y 90 cGy/h es la habitual en los implantes temporales, mientras que en el caso de los implantes permanentes (con semillas de ^{125}I, por ejemplo) la dosis absorbida suministrada oscila entre 120 y 160 Gy.

Sin embargo, el desarrollo de nuevas técnicas de carga diferida, y en particular, el uso de la alta tasa de dosis, introduce nuevos patrones dosis-tiempo, que merecen una consideración especial. Así pues, surgen las definiciones siguientes:

- **Tiempo de irradiación**: es el tiempo durante el cual la fuente radiactiva está presente en el paciente.
- **Tiempo de tratamiento total**: es el tiempo total que pasa desde que empieza la primera irradiación hasta el final de la última.
- **Tasa de dosis absorbida instantánea**: es el cociente entre la dosis absorbida y el tiempo de irradiación para una fracción dada o pulso.

- **Tasa de dosis media del tratamiento total**: es el cociente entre la dosis absorbida total y el tiempo de tratamiento total. Es un concepto útil sobre todo en los tratamientos continuos con baja tasa de dosis, con pequeñas interrupciones y en algunos casos de irradiación pulsada.
- **Irradiación continua**: el tiempo de tratamiento total coincide con el tiempo de irradiación y sólo tiene sentido considerar la tasa de dosis absorbida instantánea.
- **Irradiación no continua**: con los sistemas de carga diferida automática, el tiempo total de tratamiento es mayor que el tiempo de irradiación debido a las pequeñas interrupciones que ocurren durante el tratamiento. La tasa de dosis absorbida instantánea es mayor que la tasa de dosis absorbida media del tratamiento total. Si la duración de una interrupción es mayor que el 10% del tiempo total de irradiación, la irradiación ha de ser considerada como fraccionada.
- **Irradiación fraccionada**: en este tipo de tratamientos, el tiempo de irradiación se divide en múltiples fracciones. El tiempo total de tratamiento es mucho mayor que el tiempo total de irradiación. La tasa de dosis absorbida instantánea es el cociente entre la dosis absorbida por fracción y el tiempo de irradiación por fracción, y la tasa de dosis media del tratamiento total carece generalmente de sentido.
- **Irradiación hiperfraccionada**: se dice de aquel tratamiento en el que se administran dos o más fracciones por día, separadas por un intervalo de tiempo de cuatro horas o más.
- **Irradiación pulsada**: se aplica a aquellos tratamientos en los cuales se usa una única fuente de alta tasa de dosis que proporciona una secuencia de irradiaciones cortas (pulsos) para simular una irradiación continua.

5.3.2. Recomendaciones para archivar e informar

Se recomienda que se archive la información adecuada para tener una descripción consistente de cada implante de modo que haga posible la intercomparación de los resultados de los tratamientos. Para poder hacer un buen informe, los datos que hay que archivar son los siguientes:

- Descripción de volúmenes.
- Descripción de las fuentes.
- Descripción de la técnica y las fuentes.

- Descripción del esquema de tiempo.
- Kerma de referencia en aire total (TRAK).
- Descripción de la distribución de dosis absorbida.

Se definen además unos niveles de prioridad para hacer los informes de los implantes intersticiales, que se relacionan con los distintos niveles de sofisticación del cálculo de dosis absorbida requeridos para su obtención.

Niveles de prioridad:

1. Tiene que ver con la dosis absorbida en el plano central.
2. Requiere cálculos fuera del plano central.
3. Información adicional, de interés para investigación clínica.

Niveles de cálculo:

1. No es necesario cálculo computarizado.
2. Cálculos manuales y/o cálculos computarizados solo en el plano central.
3. 3D o cálculos computarizados en múltiples planos.

5.3.3. Aplicaciones prácticas y recomendaciones

Como en el anterior informe 38 de ICRU (ICRU 1985), el objetivo que pretende es que los oncólogos radioterápicos no cambien su modo de realizar los implantes ni prescribir la dosis absorbida, sino simplemente, que una vez finalizado el implante con las técnicas que les son habituales, se archiven los datos necesarios para poder realizar un informe conforme a las recomendaciones citadas. A modo de ejemplo, se detallan los informes de algunos prototipos de implantes, con la especificación del nivel de prioridad y de cálculo en cada parámetro:

- Implantes temporales.
- Implantes permanentes.
- Fuente lineal única y estacionaria.
- Fuentes móviles.
- Aplicadores superficiales (emisores X o γ solamente).

6. Referencias

[1] CHASSAGNE D., HORIOT J.C. (1977). "Proposition pour une définition commune des points de référence en Curiethérapie Gynécologique". J. Radiol. Electrol. 58, 371-375.

[2] DIMOPOULOS J.C.A., PETROW P., TANDERUP K., PETRIC P., BERGER D., KIRISITS C., PEDERSEN E.M., VAN LIMBERGEN E., HAIE-MEDER C., PÖTTER R. (2012). "Recommendations from gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (IV): Basic principles and parameters for MR imaging within the frame of image based adaptive cervix cancer brachytherapy". Radiother. Oncol. 103, 113–122

[3] DUTREIX A., MARINELLO G., PIERQUIN B., CHASSAGNE D., HOULARD J.P. (1979). "Développement actuel du Système de París. Deuxième partie: Les dispositifs dits 'en triangles". J. Radiol. 60 (5), 319-325.

[4] DUTREIX A., MARINELLO G., WAMBERSIE A. (1982). "Dosimétrie en Curiethérapie". Ed.Masson, París.

[5] EDMUNDSON G.K. (1990). "Geometry based optimisation for stepping source implants", en: Brachytherapy HDR and LDR. 184-192. Martinez A.A., Orton C.G., Mould R.F. (Eds). Nucletron, Columbia.

[6] HAIE-MEDER C., PÖTTER R., VAN LIMBERGEN E., BRIOT E., DE BRABANDERE M., DIMOPOULOS J., DUMAS I., HELLEBUST T.P., KIRISITS C., LANG S., MUSCHITZ S., NEVINSON J., NULENS A., PETROW P., WACHTER-GERSTNER N. (2005). "Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC ESTRO Working Group (I): concepts and terms in 3D image-based 3D treatment planning in cervix cancer brachytherapy with emphasis on MRI assessment of GTV and CTV". Radiother. Oncol. 74, 235–45.

[7] HELLEBUST T.P., KIRISITS C., BERGER D., PÉREZ-CALATAYUD J., DE BRABANDERE M., DE LEEUW A., DUMAS I., HUDEJ R., LOWE G., WILLS R., TANDERUP K. (2010). "Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group: Considerations and pitfalls in commissioning and applicator reconstruction in 3D image-based treatment planning of cervix cancer brachytherapy". Radiother. Oncol. 96, 153–160.

[8] ICRU (1978). "ICRU Report 29. Dose Specification for Reporting External Beam Therapy with Photons and Electrons". International Commission on Radiation Units and Measurements. Bethesda, Maryland.

[9] ICRU (1985). "ICRU Report 38. Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology". International Commission on Radiation Units and Measurements. Bethesda, Maryland.

[10] ICRU (1993). "ICRU Report 50. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy". International Commission on Radiation Units and Measurements. Bethesda, Maryland.

[11] ICRU (1997). "ICRU Report 58. Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy". International Commission on Radiation Units and Measurements. Bethesda, Maryland.

[12] KUBO H.D., GLASGOW G.P., PETHEL T.D., THOMADSEN B.R., WILLIAMSON J.F. (1998). "High dose-rate brachytherapy treatment delivery". AAPM Radiation Theraphy Committee Task Group 59. Med. Phys. 25 (4), 375-403.

[13] MARINELLO G., DUTREIX A., PIERQUIN B., CHASSAGNE D. (1978). "Développement actuel du Système de París. Première partie: Les dispositifs coplanaires et les dispositifs dits 'en carrés". J. Radiol. Electrol. 59 (11), 621-626.

[14] MARINELLO G., WILSON J.F., PIERQUIN B., BARRET C., MAZERON J.J. (1985). "The guide gutter or loop techniques of interstitial implantation and the Paris System of dosimetry". Radiotherapy and Oncology. 4, 265-273.

[15] MEREDITH W.J. (1967). "Radium dosage. The Manchester System". Livignstone, Edimburgh.

[16] NAG S., ERICKSON B., THOMADSEN B., ORTON C., DEMANES J.D., PETEREIT D. (2000a). "The American Brachytherapy Society recommendations for hig-dose-rate Brachytherapy for carcinoma of the cervix". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 48, 201-211.

[17] NAG S., GRUPTA N. (2000b). "A simple method of obtaining equivalent doses for use in HDR brachytherapy". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 46, 507-513.

[18] PIERQUIN B., MARINELLO G. (1992). "Manuel pratique de Curiethérapie". Hermann, París.

[19] PÖTTER R., VAN LIMBERGEN E., GERSTNER N., WAMBERSIE A. (2001). "Survey of the use of ICRU 38 in recording and reporting cervical cancer brachytherapy". Radiother. Oncol. 58, 11-18.

[20] PÖTTER R., HAIE-MEDER C., VAN LIMBERGEN E., BARILLOT I., DE BRABANDERE M., DIMOPOULOS J., DUMAS I., ERICKSON B., LANG S., NULENS A., PETROW P., ROWND J., KIRISITS C. (2006). "Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC ESTRO Working Group (II): concepts and terms in 3D image-based treatment planning in cervix cancer brachytherapy – 3D dose volume parameters and aspects of 3D image-based anatomy, radiation physics, radiobiology". Radiother. Oncol. 78, 67–77.

[21] SCHOEPPEL S.L., FRAASS B.A., HOPKINS M.P., LAVIGNE M.L., LICHTER A.S., MCSHAN D.L., NOFFSINGER S., PÉREZ-TAMAYO C., ROBERTS J.A. (1989). "A CT-compatible version of the Fletcher system intracavitary applicator: Clinical application and 3-dimensional treatment planning". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 17, 1103-1109.

[22] SCHOEPPEL S.L., LAVIGNE M.L., MARTEL M.K., MCSHAN D.L., FRAASS B.A., ROBERTS J.A. (1994). "Three-dimensional treatment planning of intracavitary gynecologic implants: Analysis of ten cases and implications for dose specification." Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 28, 277-283.

[23] SUBAK L.L., HRICAK H., POWELL C.B., AZIZI L., STERN J.L. (1995). "Cervical carcinoma: computed tomography and magnetic resonance imaging for preoperative staging". (Review). Obstet. Gynecol. 86, 43–50.

[24] TOD M., MEREDITH W. (1953). "Treatment of cancer of the cervix uteri. A revised 'Manchester method". Br. J. Radiol. 26, 252-257.

[25] VAN DER LAARSE R., DE BOER R.W. (1990). "Computerized high dose rate brachytherapy treatment planning", en: Brachytherapy HDR and LDR. 169-183. Martinez A.A., Orton C.G., Mould R.F. (Eds). Nucletron, Columbia.

[26] VAN DER LAARSE R. EDMUNDSON G.K., LUTHMANN R.W., PRINS T.P.E. (1991). "Optimisation of HDR brachytherapy dose distributions". Activity Journal 5, 94-101.

[27] VAN DER LAARSE R. (1994). "Brachytherapy from radium to Optimization". Capítulo 34: "The stepping source dosimetry system as an extension of the Paris system". Editores: R.F. Mould, J.J. Battermann, A.A. Martinez, B.L. Speiser. Publicado por Nucletron.

[28] VISSER A.G., SYMONDS. R.P. (2001). "Dose and volume specification for reporting gynaecological brachytherapy: time for a change". Radiother. Oncol. 58, 1–4.

[29] VISWANATHAN A.N., THOMADSEN B. (2012a). "American Brachytherapy Society consensus guidelines for locally advanced carcinoma of the cervix. Part I: General principles". Brachytherapy 11, 33-46.

[30] VISWANATHAN A.N., BERIWAL S., DE LOS SANTOS J.F., DEMANES D.J., GAFFNEY D., HANSEN J., JONES E., KIRISITS C., THOMADSEN B., ERICKSON B. (2012b). "American Brachytherapy Society consensus guidelines for locally advanced carcinoma of the cervix. Part II: High-dose-rate brachytherapy". Brachytherapy 11, 47-52.

[31] WACHTER S., GERSTNER N., LEFAZA D., KNOCKE T., PÖTTER R. (2001). "The impact of MRI on the delineation of gross tumour volume in cervical cancer treatment planning: an interobserver analysis". Radiother. Oncol. 60, S3.

Tema 10:
Dosimetría clínica en alta tasa y pulsada. Optimización

Vicente Crispín Contreras

Dosimetría clínica en alta tasa y pulsada. Optimización

Vicente Crispín Contreras
vcrispin@fivo.org
Servicio de Radiofísica y PR. Fundación Instituto Valenciano de Oncología. Valencia

1. Introducción

Inicialmente los dispositivos de carga diferida se utilizaron tanto en tratamientos intraoperatorios como en los postoperatorios. Los dispositivos de carga diferida de control remoto de fuentes radiactivas son una extensión lógica del concepto de carga diferida manual, con el único objetivo de eliminar completamente la exposición a la radiación del personal involucrado. Históricamente, estos dispositivos manejaban gran cantidad de fuentes que complicaban su diseño y aumentaban la posibilidad del error humano. Se ha tendido por ello a desarrollar equipos para alta tasa de dosis (*High Dose Rate, HDR*) con una sola fuente de actividad alta que ocupe las diferentes posiciones. En HDR encontramos tasas del orden de 100 cGy/min y las sesiones duran del orden del minuto. La baja tasa de dosis (*Low Dose Rate, LDR*) comprende los tratamientos en los cuales la tasa de dosis absorbida especificada está entre 40 a 100 cGy/h. Cuando el tratamiento se aplica en pulsos de 10 a 15 min, cada hora, con una fuente de ^{192}Ir de actividad de 37 GBq se habla de tasa de dosis pulsada (*Pulsed Dose Rate, PDR*).

Se han utilizado equipos de carga diferida tanto para baja tasa de dosis como para alta tasa de dosis. Los de baja tasa fueron utilizados fundamentalmente en Suecia, Francia y Suiza. Los equipos pioneros fueron producidos por CIS Bio Internacional, Cedex, Francia. Con estos dispositivos la duración del tratamiento duraba hasta siete días, utilizando la técnica del sistema de París; las fuentes se recogían antes de entrar en la habitación del paciente.

Los dispositivos de HDR se han utilizado clínicamente en Estados Unidos, Japón y Europa durante tres décadas. Sin embargo, la experiencia clínica es

limitada. Los dispositivos de carga diferida de HDR representan un avance tecnológico que ofrece importantes ventajas, como son:

- mejora en la protección del personal trabajador,
- reducción de la posibilidad de error humano,
- aumento de la capacidad para optimizar una distribución de dosis absorbida,eliminación de las complicaciones asociadas a un tratamiento encamado y confinado en pacientes de edad avanzada,
- se puede hacer de forma ambulatoria,
- evitan la anestesia general en determinados pacientes y,
- finalmente, facilitan el procedimiento, ya que ni el radioterapeuta ni el radiofísico tienen que permanecer durante largo tiempo en el departamento.

Sin embargo, la relación coste-beneficio de las técnicas de HDR, comparada con las de LDR, es uno de los aspectos más controvertidos. Aunque no sea obligatoria la hospitalización, los dispositivos de alta tasa de dosis son más caros que los correspondientes a baja tasa de dosis, y el coste de la construcción del edificio que albergará la sala de tratamiento es mayor porque requiere más blindaje. De igual forma, existe controversia en cuanto a las ventajas radiobiológicas que aporta al tratamiento. Si la alta tasa de dosis presenta claras ventajas desde el punto de vista clínico, ofrece desventajas desde el punto de vista radiobiológico, planteándose la cuestión siguiente: ¿puede la alta tasa tener los mismos efectos biológicos que la radiación con baja tasa de dosis?.

Quizás para responder a esa pregunta habría que planteársela de otra manera: ¿cuál es el número de fracciones mínimas de tratamiento con alta tasa necesarias para conseguir el mismo ratio terapéutico alcanzado con baja tasa de dosis y para dar la misma dosis absorbida total en condiciones similares en baja tasa de dosis? Dale (Dale 1987) consideró este problema, y usando el modelo lineal cuadrático para el estudio de dosis-efecto, advirtió que para mantener el mismo ratio terapéutico sería necesario bajar la dosis absorbida total.

Se puede hacer, por tanto, una crítica en términos radiobiológicos de los tratamientos de HDR, dado que existe un riesgo de sobredosificación respecto a las complicaciones tardías o de infradosificación con respecto a la dosis tumoricida, con ratios comprendidos entre el 20 y el 30% si nos planteamos fraccionamientos de 5 sesiones. Esta discrepancia es menor si el número de fracciones es mayor.

Desde el punto de vista de la distribución de dosis absorbida los tratamientos con HDR son más favorables que los tratamientos con LDR, dado que uno

se produce en pocos minutos y el otro en varios días. Debido a su corta duración, el paciente no se moverá durante el tratamiento y no habrá ningún tipo de movimiento del aplicador en el interior del paciente. Las diferentes aplicaciones pueden facilitar o mejorar la posición relativa del recto y la vejiga en los implantes, ofreciendo una ventaja a tener en cuenta frente a esa pérdida de ratio terapéutico cuando se usan pocas fracciones de dosis absorbida alta. Y por último, cualquier procedimiento que se plantee de optimización de dosis, resultará más factible con HDR que con LDR.

Por todo lo dicho hasta ahora, la elección de la Braquiterapia con HDR o LDR plantea un dilema.

La respuesta a este dilema algunos la han querido ver en la PDR, que a partir de las predicciones que se obtienen del modelo radiobiológico lineal cuadrático indican que, la Braquiterapia con tasa de dosis continua baja, se puede sustituir sin pérdida de ratio terapeútico por un número elevado de fracciones de irradiación con tasa media y con pulsos de cerca de 0,5 a 1 Gy por hora (Brenner y Hall 1991). Esta hipótesis se basa en resultados obtenidos de experimentos *"in vitro"* y con animales, que muestran la equivalencia entre baja tasa y tasa de dosis pulsada en términos de muerte celular.

La Braquiterapia basada en PDR usa un sistema muy parecido a un equipo de HDR, es decir, permite elegir diferentes tiempos de permanencia de la fuente dando lugar a la optimización de la distribución de la dosis absorbida. De ahí que todos los procedimientos de optimización sean aplicables tanto a HDR como a PDR.

2. Concepto de optimización. Papel de la optimización

Optimizar es, según la Real Academia Española de la Lengua, buscar la mejor manera de realizar una actividad. Este proceso depende de lo que nos exijamos para llevarla a cabo. En algunos casos, existen problemas prácticos que nos obligan a tener que aceptar ciertos compromisos. En Braquiterapia, estos compromisos son: la disponibilidad de tecnología y su coste económico.

Cuando hablamos de optimizar en Braquiterapia deben considerarse las variables que intervienen en la obtención de la distribución de dosis absorbida, de esta forma podemos concretar el significado preciso del concepto de optimización. Las variables que intervienen en el proceso las podemos agrupar de la forma siguiente:

1. Variables no dosimétricas
   - La fuente radiactiva, tipo, dimensiones (lo más pequeña posible), actividad, periodo, esquema de desintegración, energía de los fotones y o partículas emitidas, disponibilidad, coste.
   - Sala de tratamiento, almacenamiento de fuentes y manipulación.
2. Variables dosimétricas
   - Localización del lugar del tumor y extensión con márgenes adecuados.
   - Prescripción de la dosis absorbida y tasa de dosis, así como el fraccionamiento. Se requiere determinar con exactitud la dosis absorbida que recibirá cada órgano bajo tratamiento, dependiendo del tipo de tejido y células, órganos adyacentes y comportamiento radiobiológico.
   - Diseño de la geometría del implante de acuerdo con el tamaño del tumor y localización de acuerdo a unos criterios de homogeneización.
   - Cálculos dosimétricos. Exactitud, realización y rapidez en la determinación de parámetros de tratamiento.
   - Visualización y manipulación de la distribución de dosis absorbida obtenida y representada sobre imágenes del paciente.

En el contexto de la optimización, de este grupo de variables, la fuente y la sala de tratamiento se pueden considerar variables independientes y no el resto, que están relacionadas entre sí y es esta relación la que se puede optimizar. En lo sucesivo, cuando hablemos de optimización nos referiremos a la manipulación de la distribución de dosis absorbida usando una o más técnicas matemáticas. La optimización en alta tasa de dosis HDR y en PDR es conseguir distribuciones de dosis absorbida en los implantes realizados con catéteres plásticos o agujas, ajustando el tiempo de permanencia de la fuente radiactiva en cada posición.

Un objetivo fundamental es la definición del PTV, no siempre muy claro en Braquiterapia; si queremos optimizar la distribución de isodosis alrededor de los aplicadores, la definición de este volumen adquiere gran significación. Clásicamente, los métodos de optimización utilizados buscan alcanzar más homogeneidad dentro del volumen implantado y toman los propios catéteres como referentes de la anatomía del paciente; así, si la distribución de dosis absorbida engloba a dichos catéteres también lo hará con la anatomía. De ahí que las consideraciones de optimización se realicen sobre posiciones en los catéteres y sobre la dosis absorbida en puntos de interés. Esta manera de proceder, la más usual en la actualidad, no deja de ser una aproximación de la conformación real a la anatomía del paciente. Como veremos en el desarrollo de este apartado,

existen otras formas de proceder que parten de la información anatómica y ofrecen, ya, diferentes soluciones optimizadas a las clásicas y con validez clínica.

En primer lugar, se debe esperar que una vez fijada la geometría del implante el elemento más determinante es éste precisamente, porque, mientras el tiempo de aplicación y la carga varían de forma lineal, la dependencia de la geometría en la distribución de dosis absorbida lo hace con el inverso del cuadrado de la distancia, por tanto, una distribución espacial es siempre más importante que una distribución temporal o de actividad de las fuentes (Ezzel 1997).

Un segundo aspecto fundamental es que cada técnica tiene un rango particular de aplicación; cada una se ha creado para resolver un problema concreto y no funciona bien siempre en todas las circunstancias, por tanto, es tarea del radioterapeuta, del radiofísico y en general del equipo de trabajo, adaptar cada herramienta de la mejor forma a las necesidades individuales de cada paciente. Se requiere que el radioterapeuta defina, lo más exactamente posible, los objetivos del tratamiento para que el radiofísico traslade el problema en términos matemáticos que son los que necesita el sistema de planificación. En última instancia, ambos deben evaluar los resultados.

Por último, el resultado de la optimización debe reflejarse cuantitativamente, aunque sabemos que el resultado de una distribución de dosis absorbida puede evaluarse de forma cualitativa, y así se hace muchas veces, pero no debemos olvidar que una optimización resulta completa si esta se acompaña con un resultado cuantitativo que nos permita comparar diferentes optimizaciones. Afortunadamente, en la actualidad ya se dispone de herramientas para ello (índices de uniformidad, cobertura, etc.).

2.1. Optimización sin puntos de dosis absorbida

2.1.1. No optimización

La no optimización consiste en fijar la fuente en sus posiciones de permanencia, todas con el mismo tiempo (*dwell time*). Esta práctica, en general, no se aconseja en HDR, dado que "la optimización" permite (fundamentalmente en el caso de cáncer de cervix) que la dosis absorbida prescrita se suministre al volumen del tumor minimizando la dosis absorbida a las estructuras críticas (Noyes y cols. 1995; Çetingöz y cols. 2001). En el caso de moldes superficiales se recomienda optimizar sin reservas (Berns y cols. 1997) y para implantes intersticiales biplanares rígidos, también (Pieters y cols. 2001); solamente si se quiere una comparación radiobiológica entre técnicas de baja tasa y pulsada, en este caso y sólo en este, las diferencias entre las distribuciones de una y otra deben ser las menores posibles (Berns y cols. 1997).

2.1.2. Optimización interactiva

La primera optimización que podemos realizar es cambiar manualmente los tiempos de permanencia de la fuente en las diferentes posiciones y evaluar visualmente (o con dosis absorbida en diferentes puntos) las distribuciones resultantes; obviamente, este procedimiento no supone ninguna expresión matemática del problema. En la práctica, esta situación se da cuando los algoritmos de cálculo no nos proporcionan una respuesta satisfactoria. En general, debiera tenerse mucho cuidado en utilizar está técnica si no se dispone de la experiencia suficiente para realizarla; se recomienda siempre referirse a métodos ya conocidos o a experiencias de otros centros.

2.1.3. Optimización geométrica

El primer procedimiento de optimización matemática, que no necesitaba de la especificación de puntos de dosis absorbida para su realización, fue el denominado "optimización geométrica", debido históricamente a Edmunson que lo utilizó en la planificación de implantes con semillas de ^{125}I (Edmunson 1994). Posteriormente, aplicándose a HDR, se revisó el algoritmo inicial haciéndose tridimensional, pero presentaba algunas deficiencias cuando los catéteres convergían. Introduciendo un proceso iterativo, repetía el procedimiento hasta que los tiempos de permanencia de la fuente no variasen mucho. Se instaló para uso clínico en el sistema de planificación Theraplan. El método fue probado por Rob van der Laarse (Edmunson 1994) quien puso de manifiesto que los resultados después del proceso iterativo eran peores que los iniciales, y eso se debió a que lo aplicó a casos en los que el espaciado de los catéteres era grande comparado con el tamaño del paso (2,5 mm).

La optimización geométrica se obtiene a partir de las distancias entre las fuentes. Se basa en la hipótesis de que en cada una de las posiciones de permanencia de la fuente, la dosis absorbida es función de la proximidad de este punto a cada una de las otras posiciones. Una función que disminuye el tiempo de las posiciones más próximas y aumenta el de las otras. La manera más fácil de hacer esto, dada una posición, es sumando el inverso del cuadrado de la distancia de todas las otras posiciones. El tiempo relativo para esta posición estará relacionado con el inverso de la suma antes citada (Edmunson 1994).

De discusiones entre van der Laarse, Luthman y Edmunson (Edmunson 1994) surgieron los métodos que se adoptaron en el sistema clásico de planificación de Nucletron para Braquiterapia, NPS. Un primer método, el método de volumen, consistía en no tener en cuenta la contribución de las posiciones del mismo catéter, y el segundo método, el de distancia, consistía en limitar la

contribución de una única posición a otra, sólo si la distancia entre ellas es superior a una distancia fijada por el usuario.

2.1.4. Optimización en distancia

La idea básica de optimización geométrica tiene en cuenta la contribución de todas las posiciones de permanencia de la fuente en todos los catéteres siendo la influencia de los catéteres más alejados más pequeña. Esta optimización geométrica funciona bastante bien en implantes intraluminales. La uniformidad de la distribución de dosis absorbida en los puntos de prescripción, dependerá de su distancia al catéter y del tamaño de paso de la fuente. En la práctica clínica resultan soluciones aceptables con los tamaños de paso existentes en los equipos de HDR, debiendo utilizarse el mínimo disponible; en tamaños de 5 y 10 mm el resultado que se obtiene es relativamente bueno para implantes clínicos (Thomadsen y cols. 1994). Este método trabaja bien cuando las posiciones están distribuidas bastante uniformemente a través del volumen, así como en implantes regulares rígidos. Pero si la distancia entre posiciones de la fuente en cada catéter es mucho menor que la distancia entre catéteres, la aplicación de este método da lugar a que las isodosis tengan la forma de cilindros alrededor de los catéteres, no llenando el espacio entre ellos de una forma adecuada. Este sería el caso, si nos planteáramos la optimización en implantes intersticiales en Europa, usualmente hilos separados entre 1,5 a 2 cm, si sustituyéramos los hilos por posiciones discretas separadas 2,5 o 5 mm tendríamos que el espaciado entre catéteres sería 4 veces mayor.

2.1.5. Optimización en volumen

Este modo de optimización geométrica tiene en cuenta únicamente las contribuciones de las posiciones de permanencia de la fuente del resto de catéteres respecto al considerado. De esta forma, la contribución de los catéteres alejados es grande. Así, si los catéteres son divergentes el método permite que la dosis absorbida entre los catéteres aumente, pero puede dar lugar a tiempos excesivamente largos. En general, ambos métodos trabajan bastante bien, pero en el caso de implantes intraluminales con dos catéteres, el resultado de la aplicación de estos métodos puede ser peligroso y no muy útil.

2.2. Optimización en puntos de dosis. Optimización polinómica en volumen

Otro modelo de optimización requiere que se especifiquen puntos alrededor del implante, próximos a los catéteres, o bien en el interior del volumen implantado donde quisiéramos especificar o suministrar la dosis absorbida. Esos

puntos denominados "puntos de dosis" definen la exigencia que debe cumplir el algoritmo de optimización, generalmente basado en un algoritmo de mínimos cuadrados. Con esta forma de proceder se pueden dar varias situaciones:

- Si buscamos la solución que minimiza la suma de los cuadrados entre la diferencia de dosis absorbida en los puntos calculados y la dosis absorbida especificada (deseada) en los puntos de optimización de dosis absorbida y la situación que tenemos es que hay más puntos de optimización que posiciones, dicha solución existe.
- Si el número de puntos y ecuaciones es el mismo, existe una solución algebraica.
- Si el número de ecuaciones es menor que el de incógnitas el sistema queda indeterminado. Si nos planteamos la optimización en puntos de dosis absorbida alrededor del implante cuando los puntos de dosis absorbida están a una distancia mucho mayor que el tamaño del paso de la fuente, podemos tener soluciones con tiempos negativos, lógicamente sin viabilidad física. Para evitar esto, van der Laarse (van der Laarse y Prins 1994) introduce la restricción en el gradiente de los tiempos en la posición de permanencia de la fuente (DGTR) que forma parte del esqueleto del sistema SSDS (*Stepping Source Dosimetry System*).

Por otra parte, no siempre hay un número de puntos de optimización suficiente para hacer una optimización adecuada, ya que puede darse el caso que la solución basada únicamente en puntos de dosis absorbida dé lugar a soluciones no aceptables clínicamente, para ello puede utilizarse una optimización geométrica, como ya hemos indicado en apartados anteriores. Si se combina esta con una optimización basada en puntos se entra en el corazón matemático del SSDS (para un desarrollo más detallado remitimos al trabajo de van der Laarse y Prins 1994).

El método basado en dos pasos se le denomina optimización polinómica en volumen (van der Laarse y Prins 1994). El sistema de Paris se puede adaptar fácilmente a alta tasa haciendo que las posiciones de las fuentes sean equidistantes y el tiempo de permanencia el mismo.

El sistema SSDS usa de las reglas de implantación del sistema de París, excepto en que las longitudes activas en los catéteres permanecen dentro del PTV, aún en la dimensión longitudinal. Los puntos de dosis absorbida se fijan similar al sistema de Paris pero no sólo en el plano central sino a lo largo de todo el implante. Cuando el implante es muy regular, el primer y último conjunto de puntos de dosis absorbida situados en los extremos de los catéteres se quitan para la optimización. El SSDS aplica la optimización en puntos y volumen para que la dosis absorbida en ellos sea la misma.

Inicialmente, la dosis absorbida de referencia del SSDS se consideraba como el 85% de la dosis absorbida en dichos puntos; en la actualidad y si aplicamos lo dicho, el valor pasa a ser del 90% de la media de dichos puntos.

Parámetros utilizados:

L: longitud del volumen blanco,

T: espesor del volumen blanco,

S: espaciado entre catéteres,

M: margen de seguridad alrededor del implante. Es la distancia entre la isodosis de referencia y la longitud activa de los catéteres exteriores en el plano transversal central y,

AL: longitud activa en un catéter. Es la distancia entre la primera y la última posición activa en el interior del blanco.

Las reglas son:

1. Para un volumen blanco corto, L menor que 5 cm, el espaciado S varia entre 8-15 mm, para un volumen mayor que 5 cm, entre 15-22 cm.
2. Para un espesor del blanco T, menor que 12 mm, debe aplicarse implantes con un solo plano, con un espaciado entre catéteres S, aproximadamente igual a T/0,6, que da M=0,35 S.
3. Para un espesor del blanco T, mayor que12 mm, debe utilizarse doble plano. Con un patrón en triángulos deben conformar a S=T/1,3. El margen de seguridad M será de 0,2 S. Para el caso de un patrón cuadrado será S=T/1,6 y M=0,3 S.
4. La longitud activa de los catéteres se colocará dentro del volumen blanco usando el margen de seguridad dado por AL=L-2M.
5. El espaciado entre posiciones de permanencia es de 5 mm.
6. Los tiempos de permanencia se obtienen por optimización polinómica en volumen, usando puntos en medio de los catéteres a lo largo de toda la longitud activa. El primero y último de todos los conjuntos de puntos se quitan.
7. La dosis absorbida de referencia del implante se define como el 90% de la media de los puntos de dosis. Como todos los puntos tendrán la misma dosis absorbida esta definición equivale al 90 de la dosis base en el plano central transversal.

2.3. Aspectos radiobiológicos de la optimización. Otros modos de optimización

Uno de los aspectos poco contemplados en los métodos de optimización es la consideración de los aspectos radiobiológicos asociados a la distribución de dosis absorbida optimizada. Resulta enriquecedora la lectura del trabajo de Kneschaurek, un estudio teórico sobre métodos de optimización (Kneschaurek 1997). Se plantea la comparación de varios de estos métodos desde el punto de vista radiobiológico; de los que estudia, los hay que se basan en funciones de coste que dependen únicamente de parámetros dosimétricos como la varianza de la dosis absorbida en el interior del volumen blanco clínico (CTV) y otros, que pueden depender de modelos clínicos tipo probabilidad del control local (TCP) y complicaciones tejido sano (NTCP). En todos ellos, calcula la fracción de supervivencia de células tumorales para un implante ideal y demuestra que esta es significativamente diferente de unos métodos a otros, obteniendo que todos los métodos dan lugar a una reducción de la fracción de supervivencia de células tumorales respecto a la que se obtendría en el caso de que todos los tiempos de permanencia de las fuentes fueran iguales.

El peor resultado que se obtiene con los métodos de optimización corresponde al realizado con la optimización con puntos de dosis, sobre todo, cuando se hacen con pocos puntos. Este sistema es el que generalmente esta implantado en la mayoría de sistemas de planificación donde la optimización se hace relativo al aplicador, de ahí que este método tenga poca relevancia desde el punto de vista radiobiológico, dado que el resultado puede o no conformar el volumen blanco. Como pone de manifiesto Kneschaurek, la elección de los puntos de dosis absorbida puede conducir a diferencias significativas en la tasa de superviviencia de células tumorales. Por otra parte, los métodos de optimización que se basan en modelos radiobiológicos implican el conocimiento exacto del PTV y la radiosensibilidad del tejido en cuestión, cual es la distribución exacta de células tumorales en el CTV lo que resulta imprescindible para su correcta aplicación. De ahí, que de no conocer esta distribución su utilización está muy limitada.

Desde el punto de vista radiobiológico, la optimización de la distribución de la dosis absorbida relativa al aplicador (métodos de optimización geométrica en volumen, distancia o polinómica) tiene poca importancia pero ayuda a evitar puntos calientes en el volumen implantado.

2.3.1. Otros modos de optimización. Templado simulado (*Simulated Annealing*)

Lo que Edmunson (Edmunson 1994) refería en 1994 como métodos en áreas de investigación, hoy en día ya son una realidad; un ejemplo es el que podemos encontrar en el Centre Hospitalier Universitaire de Québec, ya que en él se está aplicando clínicamente un método de optimización basado en técnicas de "templado simulado". Inicialmente se aplicó a implantes de próstata con semillas de ^{125}I (Pouliot y cols. 1996) y en la actualidad en implantes de próstata con HDR (Lessard y Pouliot 2001). Este método, justificado por los autores porque constituye un cambio de perspectiva en Braquiterapia, utiliza la prescripción del radioterapeuta para guiar la optimización (no sólo en la determinación de puntos de dosis absorbida sino también en límites de dosis absorbida a órganos críticos), iniciando así el camino a una planificación inversa en Braquiterapia sin necesidad de modificación manual.

En 1983, Kirlpatrick, Gelatt y Vecchi (Kirlpatrick y cols. 1983) proponen un procedimiento para obtener soluciones aproximadas a problemas de optimización, llamado "templado simulado". Este procedimiento se basa en una analogía con el comportamiento de un sistema físico al someterlo a un baño de agua caliente. Se establece un paralelismo entre el proceso de las moléculas de una sustancia que van colocándose en los diferentes niveles energéticos, buscando un equilibrio. La distribución de las partículas sigue la función de Boltzmann; por lo que cuando una molécula se mueve, ese movimiento será aceptado en la simulación si la energía disminuye, o bien, en caso contrario, se permite con una probabilidad proporcional al factor de Boltzmann; es esta premisa la que confiere habilidad al algoritmo para poder salir de estados intermedios.

Se ha probado con éxito en numerosos problemas de optimización. Así pues, los estados del sistema se corresponden con las soluciones del problema, la energía de los estados son los criterios de evaluación de la calidad de la solución (hacer mínima la función de coste que describe la adecuación del implante), el estado fundamental es la solución óptima del problema, los estados metastables serán equivalentes a los óptimos locales, y la temperatura correspondería a una variable de control.

Los pasos del algoritmo son:

- Elección de un conjunto de localizaciones de agujas y sus posiciones de permanencia de la fuente de HDR. Conocimiento de las coordenadas.
- Elección de un conjunto de puntos de dosis absorbida en el volumen blanco y en los órganos de riesgo; en el caso del algoritmo de Lessard, cientos de puntos distribuidos uniformemente en los órga-

nos. Además, se consideran puntos fuera del volumen blanco para poder imponer criterios en los tejidos colindantes a la próstata.

- Criterios clínicos: se utiliza una función de coste para trasladar el criterio clínico a una forma matemática. Los criterios clínicos son: (A) Dar una dosis absorbida periférica mínima prescrita a la periferia de los contornos de la próstata. (B) Una distribución uniforme dentro del volumen blanco sin puntos calientes y fríos. (C) Dosis limitada en la uretra. (D) Dosis límite a los tejidos normales alrededor de la próstata.
- Generación aleatoria de una distribución inicial de posiciones de permanencia con tiempo establecido en 1 segundo (elección arbitraria, el resultado final no depende de esta elección).
- Inicializar el parámetro T_o, temperatura inicial, que puede tomarse igual a 100.
- Transición de un estado aceptado k a otro $k+1$ mediante incremento aleatorio del tiempo $\pm$ 0,1 segundo.
- Las posiciones de la fuente deben estar en el interior de la próstata, o fuera de ella con un margen de 5 mm o menos, únicamente en la zona del apex próstatico (este extremo no se referencia por los autores en su trabajo de HDR pero sí en el de semillas, suponemos que es el mismo criterio en aquél que en este).
- Función de coste: se calcula la dosis absorbida d_{ij} de acuerdo con el formalismo descrito por TG43 (Nath y cols. 1995) para estimar la contribución de la posición j al punto de cálculo i. La contribución elevada de una posición muy próxima a un punto de dosis absorbida se ignora si la distancia al punto es más pequeña de 2 mm. El cálculo de la distribución de dosis absorbida D_i es la suma de las contribuciones a la tasa de dosis absorbida de todas las posiciones j con un tiempo de permanencia t_j:

$$D_i = \sum d_{ij} \times t_j \tag{1}$$

El grado de cumplimiento de cada criterio clínico se mide mediante el uso de dosis absorbida tipo potencial. Esas dosis absorbidas convierten la distribución de dosis a un valor *"penalty"*, w_i. Esta conversión se define por la relación:

$$m_L(D_i - L) \qquad \text{si } D_i < L \tag{2}$$

$$w_i \qquad m_R(D_i - R) \qquad \text{si } D_i > R \tag{3}$$

$$0 \qquad \text{si } L < D_i < R \tag{4}$$

donde los parámetros m_L, m_R, L y R son característicos de las dosis absorbidas potenciales.

En la figura 1 se presentan las dosis absorbidas potenciales para los condicionantes clínicos.

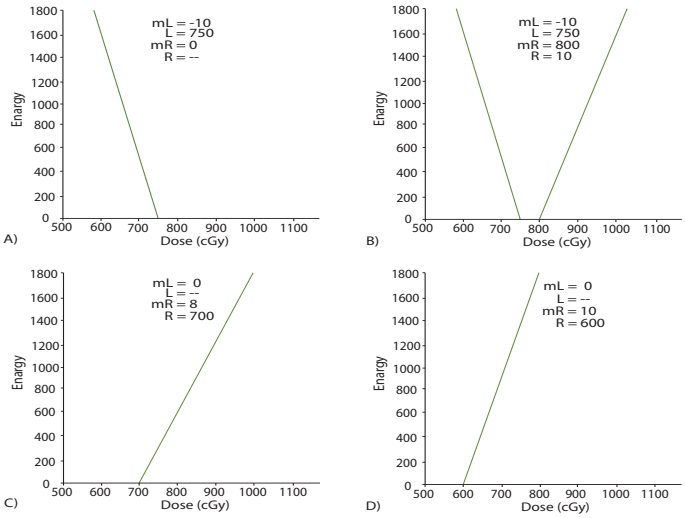


Figura 1. Elección de las funciones potenciales para representar las prescripciones del radioterapeuta. (A) Potencial contorno próstata-dosis. (B) Potencial uniformidad-dosis absorbida. (C) Potencial uretra-dosis absorbida. (D) Potencial externa-dosis absorbida. Extraído de Lessard y Pouliot (2000), con permiso.

Finalmente la suma de los valores *"penalty"*, w_i para todos los puntos de dosis absorbida m se obtiene el valor *"penalty"* global E_n para un criterio clínico *n*:

$$E_n = \sum_{i=1}^{m} w_i / m \tag{5}$$

La función de coste $\mathrm{E}(k)$ de la distribución tiempos en las posiciones de la fuente de la interacción k viene dada por la suma de todos los términos representando los criterios clínicos:

$$E(k) = \sum_{n} E_n(k) \tag{6}$$

- Comparar la función de coste entre distribuciones de k y $k+1$. (a) Si $E(k+1)$ es menor que $\mathrm{E}(k)$, entonces la distribución $k+1$ se acepta y se convierte en la distribución corriente. (b) Si $E(k+1)$ es mayor que $E(k)$, entonces la distribución $k+1$ se acepta con probabilidad $P(\Delta\ E)$. Se genera una distribución de probabilidad (0,1) y si esta probabilidad asignada es mayor que la generada aleatoriamente se acepta, caso contrario se rechaza. Si se rechaza, la distribución corriente será la k.
- El parámetro $T(k)$, que se utiliza para calcular la probabilidad, se reduce en cada interacción de acuerdo con la expresión $T(k) = T_{\mathrm{o}}/k^{\alpha}$ donde α es el parámetro velocidad y T_{o} la temperatura inicial. El valor de α se toma como 0,6 (extraído de varios casos realizados). Después de 5000 iteraciones, si la función de costes no cambia se finaliza el proceso.

La estrategia es comenzar con una temperatura inicial alta, lo cual proporciona una probabilidad también alta de aceptar un movimiento de no mejora y mantenerla constante para luego ir modificándola y por lo tanto las probabilidades son cada vez más pequeñas conforme avanza el procedimiento y nos acercamos a la solución óptima. De este modo, inicialmente se realiza una diversificación de la búsqueda sin controlar demasiado el coste de las soluciones visitadas. En iteraciones posteriores resulta cada vez más difícil el aceptar malos movimientos, y por lo tanto se produce un descenso en el coste.

Los puntos débiles del procedimiento están en la elección de la dosis absorbida potencial y en la distribución de posiciones de permanencia de la fuente en la próstata. Los autores indican que para reducir el tiempo de CPU las posiciones fuera de un margen alrededor de la próstata se excluyen automáticamente del espacio de configuración, antes del comienzo de la optimización.

2.3.2. Otros modos de optimización. "*Abacus*"

"Abacus" es el algoritmo que utiliza Theraplan Plus (Abacus 2001) para el cálculo dosimétrico de los equipos de alta tasa de dosis GAMMAMED. El usuario define las posiciones de permanencia de la fuente SSP y los puntos de dosis absorbida de referencia DRP. La dosis absorbida de referencia en un punto j,

se calcula como la suma de las contribuciones de las posiciones de la fuente estando un tiempo t_i, $i = 1$ a N, siendo N el número total de posiciones. Para DRP_j, j =1 a M y M es el número total de DRP,

$$D(DRP_j) = \sum_{i=l}^{N} D(DRP_j, SSP_i) \times t_i \tag{7}$$

donde la dosis absorbida se calcula usando el formalismo de AAPM TG-43.

Se quiere encontrar un conjunto de t_i tal que:

$$\sum_{i=l}^{N} D(DRP_j, SSP_i) \times t_i = D_j \qquad j = l, M \tag{8}$$

donde D_j es la dosis absorbida prescrita en el punto DRP_j. Todo ello forma un sistema de ecuaciones que pueden expresarse en formato matricial.

Hay muchos métodos numéricos que pueden utilizarse para resolver el sistema de ecuaciones y obtener t_i en el sistema de ecuaciones anterior. En general, puede resultar difícil encontrar una solución que sea estable y reúna las condiciones físicas exigidas. Una de tales exigencias es que los tiempos de posiciones contiguas no difieran mucho (similar a las restricciones del DTGR establecido por Rob van der Laarse) la otra, por razones obvias, que los tiempos sean positivos.

"Abacus" extiende la matriz de ecuaciones MXN a la siguiente matriz (M+NXM+N); esta matriz añade un conjunto de exigencias para conseguir una solución estable y con tiempos suavizados. Esta nueva ecuación se resuelve mediante transformaciones ortogonales (diagonalización de matrices usando matrices Householder), evitando inestabilidades.

Esas exigencias se concretan en un parámetro β que nos da idea de las desviaciones entre la dosis absorbida prescrita y la dosis absorbida calculada que sirve como indicador de calidad para la solución producida en cada iteración, similar a la "Función Objetivo" usada en otros algoritmos de optimización. El objetivo es que este parámetro sea lo más pequeño posible. Este método necesita de unos parámetros t_i de partida para realizar la optimización.

"Abacus" incluye funciones *"penalty"* que incorporan las restricciones especificadas por el usuario y que se introducen en el parámetro β.

La optimización se detiene cuando se alcanza el valor determinado para β o cuando se alcanzan variaciones t_i superiores a las especificadas. El método de iteración es similar al que se utiliza en ajuste de mínimos cuadrados. La elección

de valores iniciales ayuda a obtener una solución estable y suavizada. Los valores de partida se obtienen a partir de una cierta optimización geométrica, es decir, basada en como están distribuidas las posiciones de la fuente. Aunque involucra mucha diagonalización de matrices la velocidad de iteración es bastante alta, fundamentalmente por una buena elección de los valores de partida.

El inconveniente fundamental es que depende mucho de los valores de dosis absorbida prescritos, como todos los métodos de optimización. Aunque siempre se obtiene solución, esta puede no tener validez clínica, por lo que deben controlarse los resultados ya que el algoritmo siempre muestra en la hoja de tratamiento las diferencias entre dosis absorbidas calculadas por *"Abacus"* y dosis absorbidas prescritas.

3. Evaluación del plan optimizado. Histogramas dosis-volumen e índices de uniformidad

Los histogramas de dosis-volumen juegan un papel importante en la evaluación de la distribución de dosis absorbida alrededor del implante. Los histogramas dosis-volumen se utilizan para dos funciones muy concretas:

1. Valoración de la distribución de dosis absorbida en diferentes implantes: bien, preimplante versus implante real (Riet 1997), o bien, diferentes optimizaciones de un mismo implante (Thomadsen y cols. 1994).
2. Determinación de la distribución de dosis absorbida relativa al volumen del tumor.

Histograma integral

El histograma integral es el más utilizado, es una gráfica cuyo eje horizontal representa una serie de intervalos de dosis absorbida ΔD_i, y en el eje vertical, para cada ΔD_i, el volumen que recibe al menos la dosis absorbida $D_i - 0.5$ ΔD. La utilidad clínica de este histograma radica precisamente en este hecho, si el incremento ΔD es suficientemente pequeño respecto a D_i, el histograma representa para cada D el volumen englobado por la superficie de isodosis correspondiente a esta dosis. Así, este tipo de histograma aplicado al PTV se utiliza para determinar que parte del PTV esta infradosificado o sobredosificado. Habitualmente se limita a una estructura anatómica dada y será constante para la dosis absorbida por debajo del mínimo de dosis absorbida que recibe la estructura. La pendiente del volumen frente a la dosis absorbida nos da idea de la uniformidad de la dosis absorbida en la estructura. Para una dosis absorbida dada, se puede leer directamente el volumen que recibe dosis absorbida más alta que esta. Se puede conocer la fracción de un órgano que recibe una dosis

absorbida mínima, facilitando comparaciones entre CTV y estructuras de tejido normal.

Histograma diferencial

Un histograma dosis-volumen diferencial, es una gráfica con intervalos de dosis absorbida ΔD_i en el eje horizontal, y en el eje vertical se representa para cada intervalo de dosis absorbida ΔD_i el cociente $\Delta V_i/\Delta D_j$, con ΔV_i el volumen que recibe una dosis absorbida entre $D_i - 0{,}5\Delta D_i$ y $D_i + 0{,}5\Delta D_i$ es decir, representa el volumen por unidad de dosis absorbida frente a la dosis. El área bajo la curva entre dos valores de dosis absorbida es el volumen irradiado con dosis absorbida entre ambos valores. En un implante sin optimizar se obtienen algunos picos que corresponden a las zonas del implante donde hay una dosis absorbida más homogénea (Figura 2). En un implante de los denominados de volumen, si se optimiza en los puntos de dosis absorbida entre catéteres tal que se obtenga la misma dosis absorbida en ellos y se calcula el histograma diferencial, el resultado es un histograma con un solo pico más acentuado. Basándose en este resultado este histograma puede utilizarse para determinar la homogeneidad de la distribución de dosis absorbida de un implante de volumen.

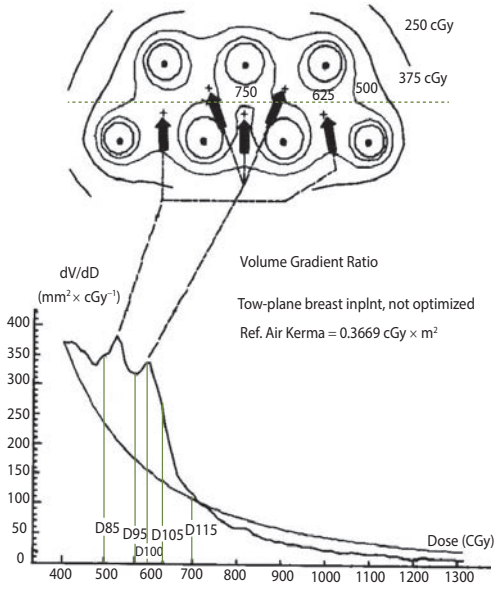


Figura 2. Histograma diferencial dosis-volumen de un implante de mama con dos planos, de acuerdo con el sistema de París. El pico más bajo esta relacionado con el volumen entre los catéteres externos, el pico más alto con el volumen entre los catéteres internos. Extraído de: *"Treatment Planning for Remote Afterloading Equipment"* Robert van der Laarse. XI Congreso Nacional de Física Médica.

Un histograma diferencial de un implante de volumen se comporta de forma semejante a como lo hace el de una única fuente puntual en la zona de dosis absorbidas bajas y en la zona de dosis absorbidas altas. Esto se ilustra en la figura 2. En un implante con N fuentes idénticas, la influencia de la distribución espacial de las fuentes y la optimización se nota más en la zona comprendida entre el 75 % y el 200 % de la dosis absorbida de referencia (van der Laarse 1997). La visualización de esta influencia es difícil debido a la presencia de la dependencia con el inverso del cuadrado de la distancia.

Para evitar este problema Anderson desarrolló en 1986 lo que denominó histograma de dosis-volumen "natural" (Anderson 1986) y él mismo derivó de este histograma una figura de mérito del implante denominada "Indice de Uniformidad". Posteriormente Rob van der Laarse introdujo el concepto de *"Volume Gradient Ratio"* VGR, de un implante, que compara el histograma diferencial de un implante con el de una fuente puntual (van der Laarse y Prins 1994).

Histograma natural "Anderson"

El histograma natural, como hemos dicho anteriormente, es un histograma diferencial introducido por Anderson en el que se ha realizado un cambio de variable en la dosis absorbida de tal forma que dV/du es independiente de la distancia (véase figura 3). En el eje X se representa la función $u(D) = D^{-2/3}$ y en el vertical dV/du. Debido a que u(D) disminuye con la dosis absorbida se representa en la dirección opuesta. El histograma de una fuente puntual es una línea recta. Por tratarse de histogramas diferenciales la zona más uniforme del implante da lugar a un pico en el cual la altura y anchura del pico depende fuertemente del grado de uniformidad del implante, por lo que este tipo de histograma revela mejor, pequeñas diferencias entre implantes, haciéndolo muy eficaz como instrumento de control de calidad de implantes. En los otros tipos de histogramas (diferenciales, integrales) es más difícil apreciarlo.

Varios autores han utilizado diferentes índices que se derivan de los histogramas dosis-volumen para valoración de la uniformidad de la dosis absorbida en el implante (Thomadsen y cols. 1994), comprobando que tanto el "índice de uniformidad" definido a partir de los histogramas naturales de Anderson, o como el denominado "razón de no uniformidad", DNR, introducido por Saw (Saw y Suntharalingam 1991) a partir del histograma integral dan lugar a resultados muy similares si se comparan diferentes optimizaciones. Estos índices son una forma poderosa de indicar si dentro del PTV hay una zona suficientemente "plana" de variación de dosis, minimizando las zonas de alto gradiente de dosis absorbida alrededor de la fuente, que siempre van a estar ahí.

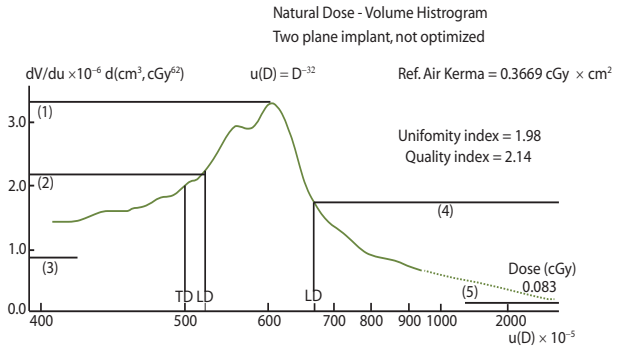


Figura 3. Histograma "natural" de dosis-volumen de un implante de mama, de acuerdo con el sistema de París. La línea (3) representa el límite teórico de dV/du a una distancia grande del implante, siendo *u* el número de permanencia de la fuente y $S=D(r)/r^2$ la actividad de una fuente puntual ideal. La línea (2) situada entre las líneas (1) y (3) representa la también llamada dosis absorbida baja. La línea (5) representa el límite teórico de dV/du para valores altos de dosis y la línea (4) situada entre la (1) y la (5) define la dosis absorbida alta. Extraído de: *"Treatment Planning for Remote Afterloading Equipment"* Robert van der Laarse. XI Congreso Nacional de Física Médica.

En el caso de los histogramas naturales un aumento de uniformidad de dosis absorbida implica un pico más alto y estrecho en el histograma; se definió el "Índice de Uniformidad" (IU), basado originalmente en la altura, anchura y posición del pico con respecto a la dosis absorbida de referencia del implante y se define como el cociente del volumen comprendido entre la dosis absorbida de referencia y la dosis absorbida más alta y el volumen con dosis absorbidas más altas que las dosis absorbidas de referencia (Anderson 1986). De esta definición se desprende que su dependencia sobre la dosis absorbida tumor es similar a la de la dosis absorbida de referencia respecto del sistema de París. Diferentes valores de dosis absorbida al blanco dan lugar a diferentes valores de IU. Por ello no puede utilizarse como indicador de la calidad del implante. Se define el índice de calidad IQ como el volumen (V_{LD-HD}) entre la dosis absorbida más baja LD y la superficie de isodosis alta HD promediada en un intervalo de u, u(LD)-u(HD), dividido por el volumen V_{LD} dentro de la superficie de isodosis igual o mayor que LD promediada en un intervalo u(LD)-u(infinito) (Van´t Riet y cols. 1992). En la misma línea, (van der Laarse y Prins 1994) introdujo el concepto de "*Volume Gradient Ratio*" VGR de un implante, que compara el histograma diferencial de un implante con el de una fuente puntual (van der Laarse y Prins 1994). Este índice es similar al índice de calidad IQ pero más intuitivo.

Se han definido otros índices de uniformidad basados en otro tipo de histogramas, a saber: "Razón de no uniformidad" DNR (Saw y Suntharalingam

1991), que se define como el cociente entre el volumen de alta dosis absorbida y el volumen de referencia, donde el volumen de alta dosis absorbida es el volumen que recibe una dosis absorbida igual a la de referencia multiplicado por 1,5 (según recomienda el autor).

Estos índices no aportan información acerca de la cobertura del PTV. También se han definido otro tipo de índices que tienen que ver con el grado de cobertura del PTV definiendo índices de uniformidad y cobertura.

Riet (Riet 1997) a partir del histograma integral define el índice de conformación como:

$$CN = (V_{T,ref}/V_T)(V_{T,ref}/V_{ref}) \quad (9)$$

con:

$V_{T,ref}$ volumen del PTV que recibe una dosis absorbida igual o más grande que la dosis absorbida de referencia,

V_T volumen del PTV,

V_{ref} volumen que recibe la dosis absorbida igual o más grande que la de referencia.

Este índice de conformación varía entre 0 y 1.

4. Especificación de la dosis con histogramas de dosis-volumen

Por otra parte, como ya hemos dicho en líneas anteriores, la especificación de la dosis absorbida en Braquiterapia es una cuestión también controvertida; a priori, los histogramas dosis-volumen sirven para decir algo sobre ello. A veces, una definición clara de la dosis absorbida de referencia no es posible (salvo en implantes muy regulares y de acuerdo con el "sistema de París" o el SSDS) porque no hay una relación clara entre la superficie de isodosis que rodea el PTV y la distribución de dosis absorbida en el interior de éste.

Mientras en el ámbito de la Radioterapia externa está claro cuál es el punto de especificación de dosis absorbida (normalización al 100 %, ajustando los haces para conseguir que el volumen quede englobado con una dosis absorbida de al menos del 90%) en Braquiterapia encontrar ese punto es difícil. De lo visto anteriormente podemos pensar que para implantes de volumen donde se ha realizado una optimización, la posición del pico en el histograma natural puede estar relacionada con la isodosis base obtenida de forma geométrica a

partir del sistema de París. Este pico podría utilizarse como punto de especificación de dosis absorbida (van Riet 1997) y el 90% como la dosis absorbida de referencia en el sistema denominado *Stepping Source Dosimetry System* (SSDS). Véase la figura 4.

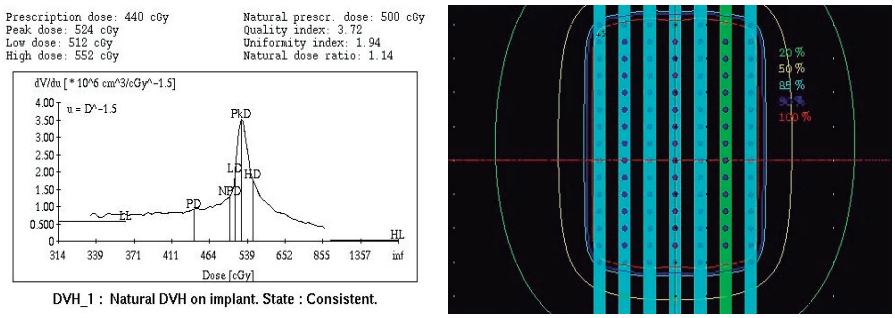


Figura 4. Histograma natural de implante de mama con HDR optimizado en volumen y puntos.

5. Distintos tipos de implantes

5.1. Implantes intraluminales con HDR. Un solo catéter. Dos catéteres

En esta sección presentamos recomendaciones para realizar el informe dosimétrico de las aplicaciones de Braquiterapia intraluminal: bronquios, esófago, vagina, vías biliares y Braquiterapia endovascular.

En Braquiterapia intraluminal, el material radiactivo se inserta en la luz anatómica, limitada por la mucosa del órgano que habitualmente es el lugar donde se encuentra el tumor.

En este caso nos encontramos, generalmente, con implantes con un solo aplicador (en algunos casos hasta dos) por donde circula la fuente ocupando diferentes posiciones; la dosis absorbida decrece fuertemente desde la superficie del aplicador y a medida que nos adentramos en los tejidos colindantes, encontrando un gradiente de dosis absorbida muy elevado.

Esta situación trae consigo una incertidumbre considerable sobre la dosis absorbida dada, sobre todo según como se especifique:

Muy cerca del catéter un error de ±1 mm sobre la especificación de la distancia se traduce en una variación de ±20% de la dosis absorbida si esta se especifica a 0,5 cm de la fuente, pero si esta se hace a 1 cm de la fuente esta

variación de dosis absorbida queda reducida a ±10%. Esto puede verse en la figura 5.

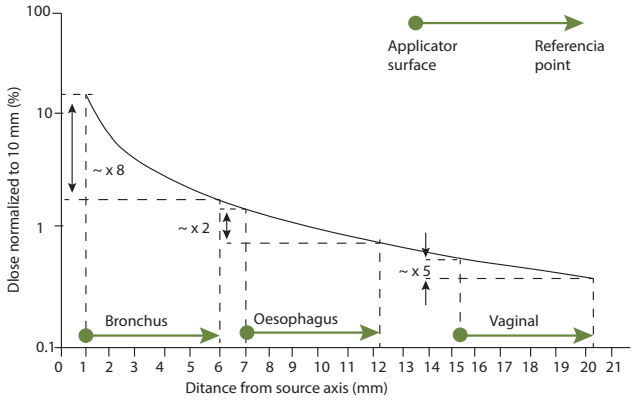


Figura 5. Gradiente de dosis absorbida en Braquiterapia intraluminal. Influencia del diámetro del aplicador en la variación de la dosis absorbida para tres situaciones clínicas. Extraído de "*The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy*" (Gerbaulet y cols. 2002), con permiso.

Debido a este fuerte gradiente de dosis absorbida la elección de los puntos de referencia no es obvio. Se recomienda establecer dos conjuntos de puntos bien diferenciados relacionados con la fuente y con los tejidos u órganos.

La forma de la isodosis que engloba a las fuentes es de cigarro o cilíndrica según haya sido o no optimizada.

Clínicamente hablando, las características de estos implantes es que se aplican a órganos con una luz interna vacía u ocupada por el aplicador. Por tanto, el volumen ocupado por el aplicador es irrelevante, de ahí que las dimensiones que vamos a evaluar e informar serán la longitud y la profundidad del tejido. Así el GTV, CTV y PTV se deben especificar en términos de longitud y espesor. Las longitudes se definen a nivel de la mucosa y el espesor en relación a la superficie de la luz. Esta luz es variable según el órgano y sitio que consideremos, y si esta luz se llena completamente con el aplicador, el diámetro de dicha luz es el diámetro del aplicador. El diámetro de referencia de la luz se establecerá en el plano central, y si este varía mucho por la presencia de estenosis se establecerá un promedio entre ellos.

Siguiendo las especificaciones del informe 38 de ICRU (ICRU 1985), debe hacerse una clara distinción entre especificación de la dosis absorbida a una cierta distancia de las fuentes y especificación de la dosis absorbida al paciente (véase la figura 6).

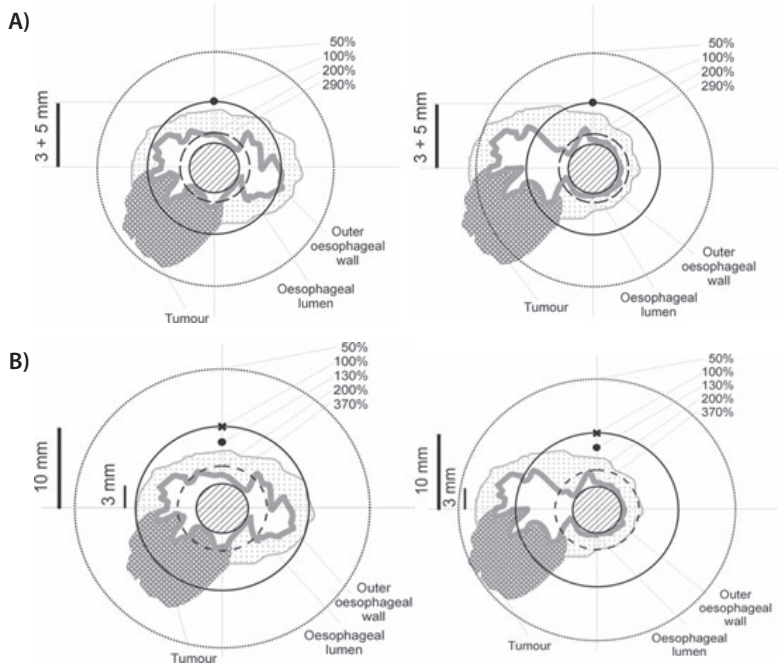


Figura 6. Aplicador de diámetro pequeño (6 mm) y moderada estenosis. A) Aplicador concéntrico y excéntrico. Dosis reportada a 5 mm de la superficie del aplicador. B) Aplicador concéntrico y excéntrico, prescripción a 10 mm del eje de la fuente. Extraído de: "*The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy*" (Gerbaulet y cols. 2002), con permiso.

Si se escoge arbitrariamente una isodosis de referencia dada, lo más estrecha posible entorno del PTV, deformándola mediante optimización de los tiempos de permanencia de la fuente en las distintas posiciones, puede conducir a zonas de sobredosificación importantes que se ponen en evidencia si dibujamos la isodosis cuyo valor sea el doble de la de referencia (véase la figura 7).

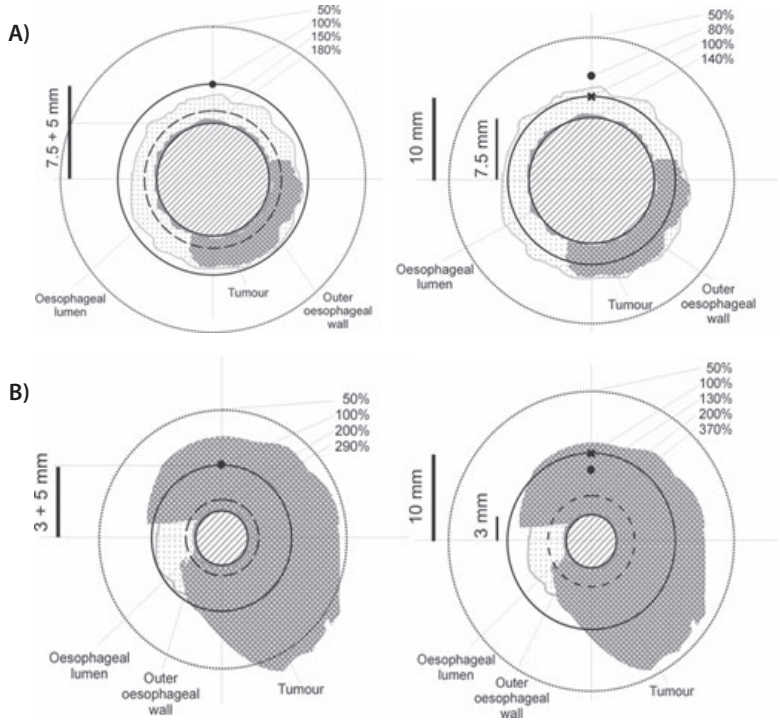


Figura 7. A) Aplicador de gran diámetro (15 mm) y moderada estenosis. B) Aplicador de pequeño diámetro (6mm) en un esófago con poca luz y gran estenosis. Extraído de: "*The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy*" (Gerbaulet y cols. 2002), con permiso.

En Braquiterapia endovascular los conceptos que hemos definido son en general aplicables aunque algunos necesiten modificarse y sea necesario introducir nuevas definiciones (Potter y cols. 2001). Así, la longitud de la lesión se define como la longitud estenosada o ocluída del segmento de vaso considerado; la longitud de la intervención es la longitud de la angioplastia o la distancia que cubre cualquier parte del vaso donde se ha realizado la intervención; este concepto puede ser análogo al GTV. La longitud y profundidad del CTV es la longitud y profundidad a irradiar; incluiría toda la parte del vaso dañado.

En la figura 8 se puede apreciar la especificación de la dosis absorbida al paciente en diferentes situaciones.

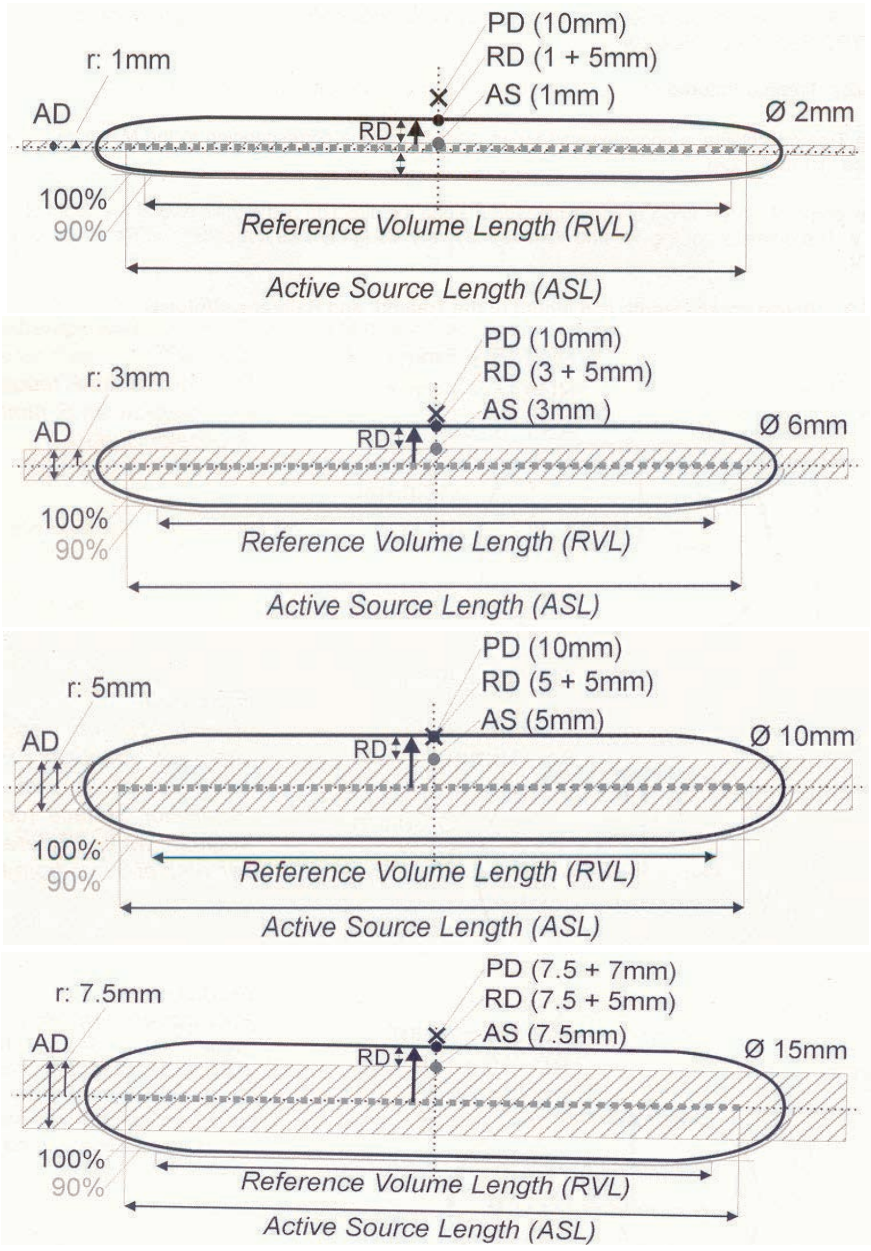


Figura 8. Especificación de la dosis absorbida en Braquiterapia endo-esofágica (centrada y con aplicador concéntrico. Extraído de: "*The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy*" (Gerbaulet y cols. 2002)).

Los "Puntos de referencia" para informar dosimétricamente en Braquiterapia intraluminal son:

1. Superficie (mucosa).
2. Mínima dosis absorbida al blanco.
3. Una profundidad de referencia en los tejidos a 5 mm de la superficie del aplicador (mucosa).

Estos puntos se definirán en el plano central de la aplicación intraluminal, que es el plano perpendicular al eje del órgano luminal considerado, a mitad de camino entre los puntos extremos proximal y distal del PTV. Esta definición es análoga a la definición de plano central en implantes intersticiales.

La dosis absorbida en superficie de la mucosa supone el máximo de dosis absorbida en el PTV, de ahí su relevancia respecto a los efectos sobre el tumor y/o complicaciones. En el caso de implantes de esófago y vagina con aplicadores gruesos la superficie exterior del aplicador coincide con la superficie interior de la mucosa, entonces la superficie y la profundidad de referencia puede medirse sin problemas. Si el implante es de bronquio con un dispositivo no centrado es difícil especificar la dosis absorbida real en la mucosa; es necesario, por tanto, especificar la dosis absorbida mínima y máxima (véase la figura 7).

La "**Dosis mínima al blanco**" es la mínima dosis al PTV; sería igual a la dosis absorbida definida por el radioterapeuta como más adecuada al tratamiento del PTV. Se debe especificar en valor absoluto (Gy) y como un porcentaje de la dosis absorbida en el punto de referencia.

La **profundidad de referencia** será de 5 mm a partir de la superficie del aplicador y en la pared del órgano, en el plano central para bronquio, esófago y vagina. Para endovascular la profundidad de referencia será a 1 mm desde el endotelio en la arteria, en arterias coronarias, y de 2 mm en las periféricas.

El **volumen de referencia** se define cono el volumen englobado por la isodosis correspondiente al 90% de la dosis absorbida en el punto de referencia.

Longitud del volumen de referencia se define paralelo al eje intraluminal o de la fuente, a la profundidad de referencia y a 5 mm de la mucosa. Puede llamarse longitud de la isodosis de referencia en la EVA GEC ESTRO (Pötter y cols. 2001).

Volumen tratado es el englobado por una superficie de isodosis correspondiente a la "Dosis mínima al blanco".

Si el implante tiene más de un catéter, el consenso por la comunidad de oncología radioterápica no se ha alcanzado todavía. En la práctica, se suele pautar la dosis absorbida sobre una isodosis de referencia, IR, elegida a partir de

criterios muy claros y justificados en cada caso, siendo necesaria la optimización para evitar puntos calientes.

Speisser (Speisser 1992) propone que en caso de múltiples catéteres la prescripción se haga a 1 cm alrededor de todos los catéteres. Esta especificación se hará colocando múltiples puntos de cálculo o con puntos de optimización a 1 cm del eje del catéter; si los catéteres convergen, los puntos se seleccionan a partir del primer catéter, 180º desde el catéter más convergente para conseguir que el cubrimiento de la isodosis sea lo más uniforme posible con un radio de 1 cm a partir del eje, evitando, de esta forma, puntos calientes.

La Sociedad Americana de Endocuriterapia en el caso de tumores endobronquiales (Nag y cols. 1993), llegó al consenso siguiente:

- Es un tratamiento eficaz contra la obstrucción bronquial y la hemoptisis.
- Se ha utilizado de forma paliativa.
- **Cadencia en la administración**: puede administrarse antes o después de la Radioterapia externa.
- **Dosis absorbida/ fracción**: varía ampliamente desde 15 Gy en una fracción a 4 Gy en 5 fracciones. El intervalo generalmente es de 1 semana.
- **Especificación de la dosis absorbida**: se sugiere se haga a 1 cm del eje de la fuente y que se conozca la dosis absorbida a la mucosa.
- **Optimización**: opcional si sólo se utiliza un catéter. Obligatoria si se utilizan dos o más.

5.2. Implantes de cabeza y cuello

5.2.1. Con alta tasa de dosis

Es en esta localización, donde más controversia se plantea a la hora de la utilización de alta tasa de dosis, debido fundamentalmente a la ya citada pérdida de ratio terapeútico, es decir, es donde menos permisiva se muestra la alta tasa de dosis absorbida con los tejidos sanos. Es aquí donde más se ha hablado de la tasa de dosis absorbida pulsada PDR como método de resolución del dilema radiobiológico que se plantea con la sustitución de la baja tasa. En cualquiera de las dos opciones se dispone todavía de poca experiencia clínica acerca de cual es el fraccionamiento óptimo. En nuestro Instituto, desde 1999, se vienen realizando implantes en cabeza y cuello con HDR basados en la experiencia de Kiel, tanto en cánceres avanzados de base de lengua como de suelo de boca, aproximadamente una decena de ellos. En estos casos, parece que el tiempo de conexión a la máquina puede significar una mejora en la tolerancia

del paciente al tratamiento, dado que se trata de implantes muy complicados y molestos. Todavía es pronto para presentar, con suficiente rigor, los resultados obtenidos. La primera impresión clínica es que no hay una peor tolerancia aguda al tratamiento que con baja tasa.

En general, el esquema de tratamiento seguido es de 1 fracción de 3 Gy al día o, a lo sumo, dos separadas por un intervalo mínimo de 6 horas entre fracciones, durante un tiempo total no inferior al que se daría en baja tasa, o en cualquier caso, superior. Aquí, la equivalencia con baja tasa no tiene porque ser estrictamente igual para no tener que extremar el fraccionamiento.

El procedimiento seguido para la localización del implante, ha consistido en la realización de dos placas radiográficas casi ortogonales a partir de las cuales se ha reconstruido la geometría del implante mediante la clásica caja de Nucletron de Braquiterapia (véase la figura 9). Se ha utilizado el "Sistema de Planificación Plato" de Nucletron, inicialmente la versión 13.1 y en la actualidad la versión 14.0. Se han utilizado los algoritmos de optimización que incorpora el Sistema de Planificación Plato de Nucletron (debidos a Van der Laarse) para la optimización de la distribución de dosis absorbida y que han sido analizados en la primera parte de este tema. Ambas versiones han permitido la inclusión de la imagen de TC en la planificación de la distribución de dosis absorbida. La versión 13 de BPS realizaba la fusión de imágenes mediante la identificación de puntos idénticos en ambas modalidades de imagen, para luego hacer coincidir ambas geometrías mediante un ajuste de mínimos cuadrados. El resultado puede verse en la figura 10.

La pauta se ha establecido tomando como dosis absorbida base, la dosis absorbida correspondiente a los puntos que se derivarían del sistema de París y se ha optimizado mediante optimización polinómica en puntos de dosis absorbida y volumen. En general, cuando la elección de los puntos de dosis absorbida entrañaba una dificultad evidente se ha optimizado únicamente en volumen sin puntos de dosis. Hay que hacer notar que la diferencia de longitudes activas para cada catéter puede también condicionar el resultado de la optimización. En última instancia sí, a juicio del radioterapeuta y del físico, la optimización no es clínicamente aceptable esta se completa con una optimización manual.

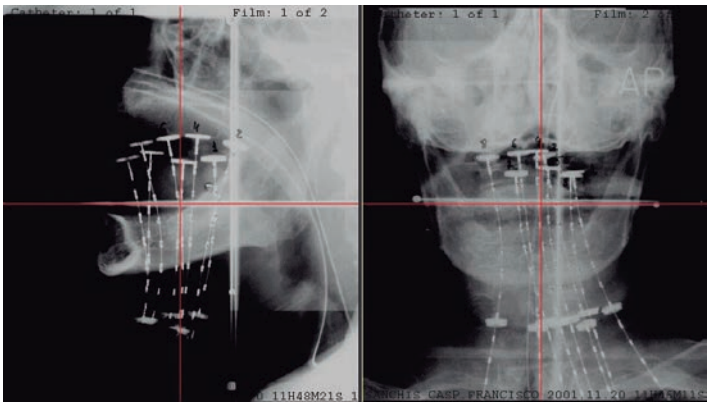


Figura 9. Placas lateral y anterior de un implante de lengua realizado con HDR en la Fundación IVO.

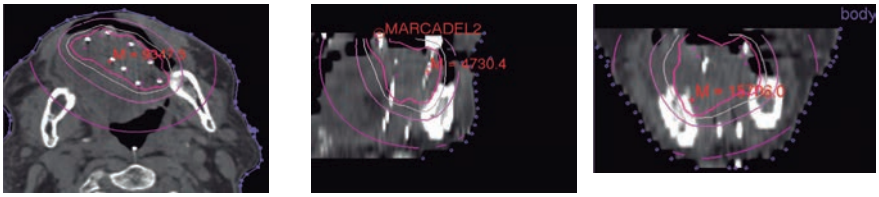


Figura 10. Distribución de dosis absorbida del implante de la figura 9 en diferentes planos, reconstruidos a partir de imágenes de TC y placas radiográficas. Se puede observar la buena coincidencia de ambos métodos de reconstrucción.

La utilización de PDR en cabeza y cuello también es un tema controvertido ya que plantea algunos inconvenientes para su aplicación rutinaria, como ponen de manifiesto las conclusiones del trabajo de un grupo cooperativo francés (Peiffert y cols. 2001) al señalar que desde el punto de vista de optimización, la PDR y HDR son idénticas. Debe mejorarse el tema de los tubos y conexiones al equipo, que ocasiona problemas con la administración del tratamiento y resulta molesto al paciente, y utilizar tubos plásticos que no favorezcan su retorcimiento, es decir, catéteres semirrígidos; las técnicas con líneas rectas frente al uso de bucles puede ayudar a conseguir este objetivo. Este grupo confirma la viabilidad de la PDR teniendo en cuenta lo dicho y anima a afinar más sobre nuevos fraccionamientos.

5.3. Implantes útero-vaginales

5.3.1. Implantes para tratamiento del cáncer de endometrio

La Sociedad Americana de Endocuriterapia en el caso de cáncer de endometrio, generalmente posoperatorio, en lo que respecta a la irradiación de la cúpula vaginal (Nag y cols. 1993) llegó al siguiente consenso:

Dosis absorbida por fracción: no hay consenso.

Especificación de la dosis absorbida: en la superficie de la mucosa vaginal y a 0,5 cm.

Volumen de irradiación: no hay consenso.

Anisotropía de la fuente: evitarla con optimización, con cilindros vaginales de forma no cilíndrica o colocando catéteres curvos para asegurar la uniformidad de la dosis absorbida.

5.3.2. Implantes para tratamiento del cáncer de cérvix

La Braquiterapia con HDR en este tipo de cáncer es tan efectiva como la baja tasa de dosis pero cuenta con una ventaja adicional, la posibilidad de disponer de tecnología para "optimizar" el tiempo de permanencia de la fuente en las diferentes posiciones. En este tipo de implantes siempre hay que optimizar porque la dosis absorbida en los puntos de vejiga y de recto condicionan la dosimetría del implante. El tipo de aplicadores varía según los diferentes métodos o escuelas de implante: una sonda uterina más anillo intravaginal (método de Viena) o sonda uterina más 2 colpostatos tipo Fletcher. Se toma como puntos de referencia de dosis absorbida, los del informe ICRU 38 y el punto A de Manchester; la limitación en la dosis absorbida viene dada por la dosis absorbida a órganos críticos: 70 % de la dosis absorbida al punto A, al punto ICRU del recto, y 80 % de la dosis absorbida al punto A, en el punto ICRU de vejiga, si es posible.

Se puede optimizar en función de los puntos de pauta (tradicionalmente el punto A de Manchester, la isodosis equivalente a 60 Gy, etc.) o en función de la relación de tiempos en sonda y cilindros vaginales a partir de la dosis absorbida a los puntos críticos de vejiga y recto (Kuipers y cols. 1992). Una manera tradicional de cargar la sonda uterina y los ovoides (colpostatos vaginales) es con igual tiempo en todas sus posiciones, tratar de buscar que la relación de tiempos entre sonda y colpostatos deba mantenerse para que tanto el punto de vejiga como el de recto estén por debajo de lo requerido (Kuipers y cols. 1992). En un estudio teórico Çetingöz recomienda que la razón de tiempos entre sonda uterina y colpostatos sea de 1:0.25 para matener vejiga y recto por

debajo de la tolerancia (Çetingöz y cols. 2001). El estudio se ha realizado con una longitud activa intrauterina de 6,5 cm, 27 posiciones de 2,5 mm de separación, los colpostatos vaginales se cargan 5 posiciones de 2,5 mm de separación hasta completar 10 mm de longitud activa.

Para determinar la forma de carga de los colpostatos vaginales hay diferentes formas de proceder. Thomadsen (Thomadsen y cols. 1994) propone para un sistema tipo Microselectron (permite el uso de 2,5 mm de separación), que se carguen las posiciones 2, 4, 6 y 8, ya que representa un buen compromiso entre cubrir de forma correcta la superficie vaginal sin aumentar la dosis absorbida a vejiga y recto de forma significativa (no sabemos si en estos cálculos se considera la anisotropía de la fuente); así, la longitud activa resultante sería de 15 mm. Otros autores (Belloti y cols. 1992) planteándose el proceso de conversión de baja a alta tasa de dosis, proponen únicamente tres posiciones separadas 5 mm, de tal forma que la longitud activa será de 10 mm frente a los 13 mm o 15 mm que tienen las fuentes ^{137}Cs convencionales de baja tasa de dosis. Esta forma de proceder coincidiría con lo propuesto por Dutreix (Dutreix y Wambersie 1968), que establece la equivalencia entre fuentes lineales y tren de semillas. Si A_0 es la actividad de la semilla separada una distancia *s* de la siguiente posición cargada, la actividad de la fuente equivalente es $A = n\,A_0$ y la longitud activa será $L = ns$; para este caso, $n = 3$ y $s = 5$ mm.

En la tabla 1 se puede ver la dosis absorbida por unidad de TKRA en puntos situados sobre la recta paralela al eje de la fuente y a una distancia de 10 mm, para dos tipos de fuentes de baja tasa de ^{137}Cs, CDCS-M y CDCS-J.

Los valores se han extraído del "Informe del Grupo de Braquiterapia de la Sociedad Española de Física Médica" (Pérez-Calatayud y cols. 2000). Estos valores se comparan con los obtenidos a partir de 3 y 4 posiciones de la fuente de ^{192}Ir calculados mediante el sistema de planificación Plato® BPS versión 14.1.

Distancia a lo largo del eje (cm)	CDCS-M	Plato 3 posiciones	CDCS-J	Plato 4 posiciones
10	0,00849	-16,4%		-7,53%
8	0,0138	-12,3%		-3,29%
6	0,0255	-10,2%	0,0246	0,06%
5	0,0375	-9,6%	0,0363	1,01%
4	0,0596	-9,6%	0,0580	2,41%
3	0,107	-8,9%	0,1034	5,01%
2,5	0,153	-8,0%	0,1478	7,37%
2	0,230	-6,5%	0,2213	10,68%
1,5	0,363	-4,0%	0,3508	14,35%
1	0,582	-1,3%	0,5653	12,55%
0,75	0,714	-0,4%		8,52%
0,5	0,834	0,0%	0,8252	4,24%
0,25	0,917	0,1%		1,05%
0	0,946	0,0%	0,9460	0,00%
-0,25	0,920	-0,5%		0,54%
-0,5	0,842	-1,5%	0,8271	2,83%
-0,75	0,725	-2,7%		6,19%
-1	0,595	-4,5%	0,5643	9,10%
-1,5	0,371	-7,3%	0,3488	10,43%
-2	0,234	-9,6%	0,2203	7,07%
-2,5	0,155	-11,0%	0,1469	3,96%
-3	0,109	-12,7%	0,1034	0,74%
-4	0,0607	-13,8%	0,0579	-2,51%
-5	0,0381	-14,2%	0,0363	-3,93%
-6	0,0259	-15,4%	0,0246	-5,66%
-8	0,0140	-19,3%		-10,28%
-10	0,00862	-23,4%		-15,76%

Tabla 1. Comparación de la distribución de dosis absorbida en puntos a 1 cm de la fuente y sobre una recta paralela al eje de la fuente en el caso de fuentes LDR de ^{137}Cs del tipo CDCS-M y CDCS-J, frente a 3 y 4 posiciones activas de permanencia de la fuente HDR de ^{192}Ir en los colpostatos vaginales. El signo positivo corresponde al extremo alejado del cable de la fuente. Los valores de las columnas 2 y 4 se han extraído del "Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la Sociedad Española de Física Médica" (Pérez-Calatayud y cols. 2000). Los cálculos de la fuente de ^{192}Ir se han realizado con la versión 14.1 de Plato BPS de la firma Nucletron S.A.

A la vista de estos resultados se desprende que 3 posiciones de permanencia de la fuente en HDR reproducen mejor las fuentes de LDR de lo que se haría con 4 posiciones, sobre todo en la zona que corresponde a la superficie de colpostato, desde posición (10, 0) hasta (10,20). Se sobredosificaría recto y vejiga, respecto al punto de superficie, frente a LDR (variaciones mayores que

12% respecto del centro entre puntos próximos al recto, según se trate de 3 o 4 posiciones).

Se debe seguir las recomendaciones del informe 38 de ICRU (ICRU 1985) para especificar la dosis absorbida en este tipo de aplicaciones en la medida de lo posible:

- Descripción de la técnica usada.
- Kerma de referencia en aire total.
- Descripción del volumen de referencia.
- Puntos de dosis absorbida de referencia
- Patrón de dosis-tiempo.

Es necesario matizar que en el caso de utilizar HDR y PDR algunos de estos conceptos no resultan fáciles de especificar o aportan una información pobre, en particular el TKRA y el volumen de referencia 60 Gy.

Como guía para la realización de la dosimetría en este tipo de implantes, aconsejamos la propuesta de la Sociedad Americana de Braquiterapia en el caso del tratamiento del cáncer de cérvix mediante HDR (Nag y cols. 2000). Se llegó al siguiente consenso (extraemos lo más significativo desde el punto de vista de la planificación y optimización):

Especificación de la dosis absorbida

En la literatura, desgraciadamente, la mayoría de procedimientos utilizados son tales que no permiten determinar el volumen blanco mejor de lo que se obtiene utilizando el punto A, aunque sería recomendable poder prescribir la dosis absorbida individualmente al volumen blanco de cada paciente.

La Sociedad Americana de Braquiterapia recomienda un nuevo punto H, que se obtiene trazando una línea que une el punto medio de los colpostatos e intersecta a la sonda uterina; desde la intersección y a lo largo de la sonda se toma la superficie del colpostato más 2 cm a lo largo de la sonda y 2 cm perpendicular a ella, tanto a derecha como a izquierda (véase la figura 11).

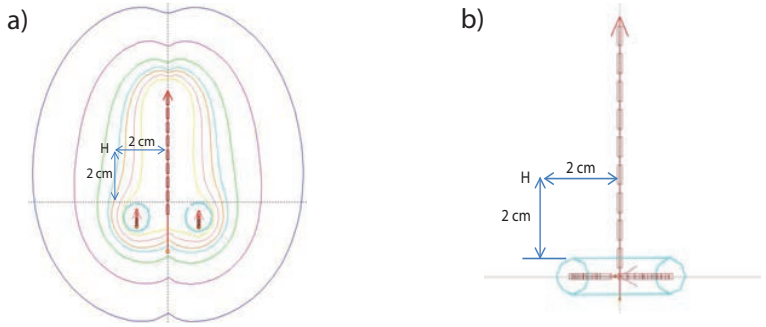


Figura 11. Ilustración de la geometría significativa para la dosimetría de un implante de sonda uterina y colpostatos. Determinación del punto H que empieza a partir de una línea que une el centro de los colpostatos, su intersección con la sonda uterina seguimos 2 cm más el radio del colpostato y 2 cm perpendicular a la sonda en dirección lateral.

Optimización

Una buena optimización, como ya hemos dicho anteriormente, requiere un número suficiente de puntos de dosis absorbida que permita una optimización adecuada. La figura 12 muestra un ejemplo de optimización.

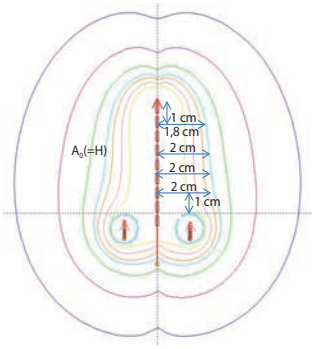


Figura 12. Puntos de dosis absorbida para optimización en Braquiterapia del tratamiento del cáncer de cérvix.

Los aspectos importantes de la optimización son:

- Los puntos de optimización empezarían a partir de 1 cm hacia la parte inferior, desde la primera posición cargada en la sonda uterina, y continuaría hasta aproximadamente 1 cm por encima de la superficie de los colpostatos. Optimizar desde el punto superior puede provocar conflictos con la optimización en la zona de vagina. Se

optimizará, si se dispone del algoritmo de Plato®, en distancia y puntos. Cualquier otro, sería en puntos y geometría.

- Los puntos se situarán tanto al lado derecho como al izquierdo de la sonda uterina; se habla de 1cm de separación entre puntos de dosis absorbida a lo largo de la sonda porque separaciones superiores dan lugar a fallos en el sistema de optimización.
- La optimización de los puntos vaginales se haría en la superficie vaginal o a 5 mm, e incluidos en la lista de puntos de dosis absorbida para optimización referidos anteriormente. En la práctica, la aplicación de esta indicación no está clara, dados los diferentes criterios en los hospitales a la hora de la pauta respecto a la superficie vaginal.
- Una mala optimización es peor que no hacerla.

Cálculo de dosis en puntos críticos

- Intentar que la dosis absorbida que reciban los puntos rectal y vesical esté por debajo del 80% de la dosis absorbida pautada en el punto H.
- El punto vesical nominal es el punto ICRU (ICRU 1985) de vejiga, con una pequeña matización respecto al punto habitual. Sería el punto de máxima dosis absorbida en la superficie del balón y no el correspondiente en la placa lateral como el punto más posterior, viendo cuál sería el más desfavorable.
- El punto rectal nominal es el punto ICRU (ICRU 1985) (0,5 cm posterior a la pared posterior de la vagina) y debido a su fácil uso puede utilizarse como estándar. Debe buscarse el punto de máxima dosis, bien inyectando contraste de bario o bien aire, y registrar varios puntos de dosis absorbida para buscar el máximo. No se recomienda la utilización de otro tipo de puntos basados en la introducción de catéteres, debido a su gran error como definición de punto de recto.
- Los puntos de nódulos linfáticos son los puntos ICRU (ICRU 1985), definidos como de pared pélvica. No calcular otro tipo de puntos.

Control de calidad del implante

La prescripción del tratamiento debe incluir:

- Una definición clara del volumen blanco para especificar la dosis absorbida.
- Una descripción de la forma de la distribución que incluya el posicionamiento de los puntos de optimización y sus pesos relativos.

- Esquema del fraccionamiento, incluyendo la dosis absorbida total, en Gy al volumen blanco, y el número de fracciones.

El plan de tratamiento se revisaría por un físico diferente al que ha realizado el implante y por el radioterapeuta y consistiría en lo siguiente:

- Los datos de entrada de la dosimetría son correctos y consistentes.
- La dosis absorbida por fracción y la especificación de la dosis absorbida coinciden con la prescripción, y que la prescripción sigue el protocolo establecido para el cáncer de cérvix.
- Que la distribución obtenida coincide con la prevista incluida las limitaciones en órganos críticos.
- Que la reconstrucción coincide con las placas.
- Comprobar la distancia de la posición más distal y que sea consistente con la geometría del implante.
- La dosis absorbida en las estructuras normales están dentro de los valores aceptables.
- Que la programación de las posiciones, tiempos, etc., coinciden entre la unidad de tratamiento y el sistema de planificación, y los canales programados coinciden con los calculados.
- Que la corrección de los tiempos debido al decaimiento de la fuente es correcta.

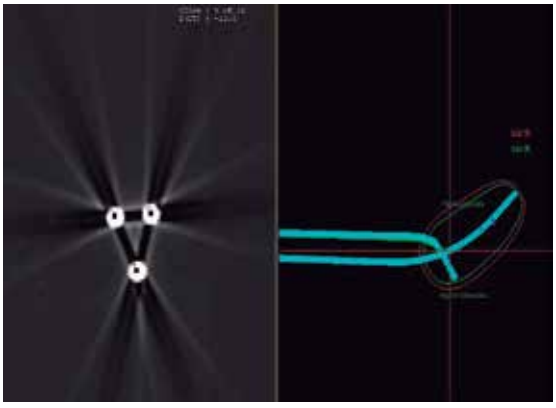


Figura 13. Reconstrucción de implante ginecológico a partir de imágenes de tomografía axial computarizada (en maniquíes). Los aplicadores son de Nucletron© no radiotransparentes y el sistema de planificación ha sido Plato© BPS versión 14.1.

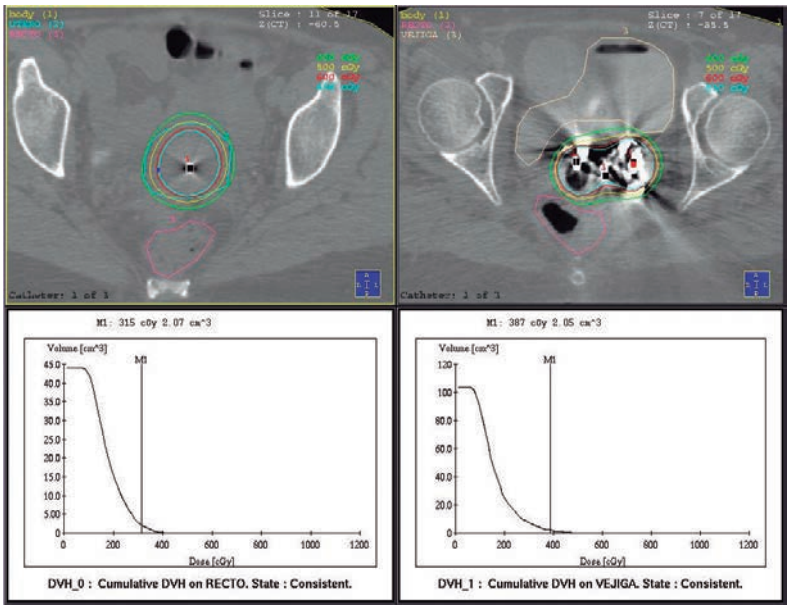


Figura 14. Ejemplo de implante reconstruido a partir de imágenes de TAC y expresión de los histogramas integrales de dosis-volumen de los órganos de riesgo, vejiga y recto, de un implante ginecológico para tratamiento de cáncer de cérvix realizado con HDR en la Fundación IVO.

Estas recomendaciones las utilizamos en nuestro hospital como un ideario básico en la planificación del tratamiento del cáncer ginecológico de cérvix. Desde enero de 2002, se dispone, para la reconstrucción geométrica y para la dosimetría del implante de exploraciones con TAC (Figura 13) en todas y cada una de las aplicaciones realizadas, pues nos hemos planteado mejorar la dosimetría y la correlación de la dosis absorbida con la morbilidad de un órgano en concreto. Realizando 4 exploraciones TAC en un tratamiento de 7 fracciones, la incertidumbre en vejiga y recto disminuye en un 4 y 7% respectivamente (Hellebust y cols. 2001); los mismos autores recogen variaciones entre fracciones en las dosis absorbidas de estos órganos del orden del 15-20%. Los puntos ICRU de vejiga y recto se recomiendan de forma estándar y son útiles para comparar sistemas dosimétricos y técnicas de tratamiento. Se estiman en todas nuestras aplicaciones aunque pueden no representar la dosis absorbida más alta que reciba el recto y la vejiga (ej.: la dosis absorbida máxima en recto puede ser 1,5 veces la dosis absorbida en el punto ICRU, la dosis absorbida máxima en vejiga,1,4 veces más alta que en el punto ICRU (Fellner y cols. 2001), y por supuesto no nos dan idea del volumen del órgano expuesto a una dosis absorbida determinada. En todas las aplicaciones se calculan los histogramas integrales tanto de vejiga como de recto y en ellos se determina la dosis

absorbida máxima que recibe el órgano. Esta vendría dada por la dosis absorbida en la región de altas dosis absorbidas que recibe un volumen de 2 cm^3 (Figura 14), dosis absorbida que es relevante clínicamente (ICRU 1985; Esche y cols. 1987; Crook y cols. 1987). En este punto, es conveniente hacer la siguiente reflexión: lo que nos interesa es la dosis absorbida en la pared de la vejiga y del recto, y cabe preguntarse por tanto si el histograma de dosis-volumen que se obtiene a partir del contorneo externo del órgano es equivalente al que se obtendría si se considerara únicamente la pared de éste. Se demuestra, (véase el trabajo de Olszewska (Olszewska y cols. 2001), que el mínimo de dosis absorbida en un volumen de 2 cm^3 en la región de dosis absorbidas altas, en el histograma dosis-volumen, es una buena estimación de la dosis absorbida en la pared del recto.

5.4. Implantes intersticiales de mama con PDR y HDR

Se colocan agujas rígidas o con tubos flexibles y con la ayuda de un *"template"*. Se colocan de 4 a 7 catéteres equidistantes de acuerdo con la geometría recomendada del sistema de Paris, formando triángulos equiláteros o isósceles a distancias entre 12 y 20 mm y longitud de las agujas entre 5 y 7 cm. Se deja una distancia de 10 cm entre la última posición de la fuente cargada y la piel de tal forma que la dosis absorbida en piel sea aproximadamente 50 % de la de pauta. Si el implante se realiza con tubos flexibles y radiografías, puede marcarse en la piel mediante anillos de metal. Se debe utilizar el método de optimización geométrica en volumen, si la determinación de los puntos resultara difícil o laboriosa en implantes grandes e irregulares.

Si el algoritmo permite la determinación de puntos base a lo largo de todo el implante, optimizar mediante optimización polinómica en volumen en puntos. Elegir isodosis del 90 % como dosis absorbida de referencia (Figura 13). Optimizar siguiendo el sistema dosimétrico SSDS.

Cuando se trabaja con implantes flexibles puede ocurrir que la optimización geométrica resulte errónea (Berns y cols. 1997). Berns cita un caso donde la región que cubre la isodosis del 125% en el implante optimizado es más grande que en el mismo implante sin optimizar; la razón es que la distancia entre los catéteres es más pequeña en los extremos del implante que en el medio, y es justo en esta región donde la optimización aumenta el volumen de la isodosis del 125%.

En general, se recomienda vigilar estrechamente el resultado de todas las optimizaciones cuando se realizan implantes no rígidos e irregulares. La optimización geométrica suele aumentar los extremos y disminuir la zona central

por lo que debe andarse con cuidado para evitar que en estos casos la optimización sea peor que no hacerla.

5.5. Implantes de próstata con HDR

Generalmente este tratamiento se realiza en combinación con Radioterapia externa; consiste en una sobreimpresión en el PTV. El procedimiento es similar al que se realiza en implantes permanentes con semillas de ^{125}I y la localización e implantación se guía con ultrasonidos y con *"template"*. Se implantan aproximadamente 15 catéteres. Se realiza una planificación preimplante. El implante puede abarcar la próstata completamente o bien limitarse a una zona de ella.

Se debe tener precaución en:

- Evitar la uretra, no colocando agujas en línea media sino colocarlas donde el tumor rompa la cápsula prostática.
- Si las agujas se desvían más de 3 mm de la posición prevista repetir su colocación (Kovacs y cols. 1994).
- Conformar al volumen de la próstata y definir como isodosis del 100 % la isodosis que la engloba; que la isodosis del 150% quede localizada justo dentro de los márgenes, fundamentalmente en la parte posterior lateral, que es donde generalmente se encuentran los tumores.
- Fijar que la dosis absorbida en vejiga sea inferior al 75% de la de pauta y el 50% en recto (Rodriguez y Demanes 1997).

5.6. Implantes en piel con moldes

Se suele utilizar moldes superficiales para tratamientos en piel de tumores de pared costal u otro tipo de tumores dérmicos. El molde consiste en varios catéteres insertados en un gel que se utiliza para bolus en Radioterapia externa y se colocan agujas rígidas en su interior separadas 10 mm y con espesor de bolus de 5 mm. Se cubre un área de aproximadamente 12 cm^2.

Las distribuciones se obtienen optimizando mediante optimización en distancia, que se aplica a un plano solo. La dosis absorbida de referencia se especifica en puntos de dosis absorbida a 5 mm de la piel en el plano central con una máxima inhomogeidad de $\pm$10% (véase la figura 15).

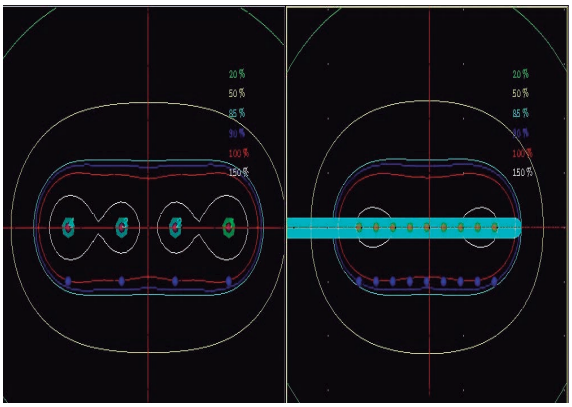


Figura 15. Planos axial y sagital de un molde para piel. Ejemplo de optimización en distancia.

6. Verificación de los cálculos realizados por el sistema de planificación con HDR

Un programa de garantía de calidad debe incorporar un método que nos asegure que, una vez realizada la dosimetría mediante el sistema de planificación, no se cometan errores tales como no grabar algún dato, confusión en la identificación de algún catéter u otro tipo de fallo que pudiera dar lugar a una mala aplicación del tratamiento. El AAPM TG-40 recomienda que la dosis absorbida dada y la prescrita estén dentro de un 15% (Kutcher y cols. 1994). Técnicas de verificación basadas en relaciones semiempíricas aparecen recogidas por Williamson en el libro de HDR editado por Nag (Williamson y cols.1994). Otros autores (Ezzell 1997; Gil'ad y cols. 2000) han registrado nuevos métodos de cálculo para verificación dosimétrica e intentan, manualmente o asistidos con pequeños ordenadores, asegurar los cálculos en pocos minutos.

Una técnica estándar consiste en evaluar algún parámetro característico del plan y compararlo con el esperado. Por ejemplo:

Un procedimiento sencillo consiste en disponer de diferentes atlas de isodosis de planes precalculados con otro equipo dosimétrico, donde se indique la tasa de dosis absorbida en un punto de dosis absorbida de referencia, para una geometría de implante fija pero con diferentes longitudes de tratamiento; con dicha tasa de dosis absorbida y con la dosis absorbida de pauta se obtendría manualmente el tiempo total de tratamiento. Finalmente, se contrastaría con el calculado por el sistema de planificación. Este procedimiento tiene el inconveniente de que si el tipo de implantes realizados en el servicio es muy

variado y no regulares, los resultados de la comparación pueden resultar incorrectos y poco prácticos.

Otro procedimiento consistiría en determinar la dosis absorbida a una distancia suficientemente lejana del implante; la dosis absorbida vendría dada inicialmente por la actividad y el tiempo de tratamiento. Sería insensible a cambios locales de los tiempos de las diferentes posiciones. Así, el procedimiento seguido por un grupo liderado por Ezzell y Williamson (Williamson y cols. 1994) calcula a distancia de ± 10 cm del centro del implante. Una vez realizado esto se procede al cálculo del siguiente índice:

I = [100 × Promedio de dosis absorbida en los puntos +10 y −10 cm (en cGy)]/[Actividad (en Ci) × Tiempo Total (en s)].

En la tabla 2, se puede ver este índice y los valores esperados para diferentes localizaciones.

Hay que decir que aunque el Ci ya no es una unidad de actividad en el sistema SI, estos trabajos todavía se basan en esta unidad obsoleta y parametrizan las relaciones a ella.

Tipo de implante	Valor esperado del índice de dosis
Pulmonar	1,05-1,20 (más alto sí es curvo, si es recto más bajo)
Cilindro vaginal	1,10-1,20 (catéter corto único)
Esófago largo	0,95-1,10 (catéter largo único)

Tabla 2. Métodos de cálculo manual de dosis absorbida para la verificación de implantes optimizados (Williamson y cols. 1994). Valores esperados del índice de dosis absorbida para 10 cm.

Este método puede detectar errores en la actividad de la fuente, en factores físicos dosimétricos, o fallos que pueden afectar globalmente a la exactitud del cálculo de la dosis absorbida. Es insensible a variaciones locales, es decir, no es capaz de detectar algunos errores con relevancia clínica que determinan cambios de la dosis absorbida a las distancias de tratamiento.

Para evitar esto, el siguiente paso lógico es hacerlo para dosis absorbida en las distancias normales de prescripción que son sensibles a la geometría del implante. El grupo de Wisconsin desarrolló índices de dosis absorbida para una variedad de implantes: endobronquiales, ginecológicos e implantes de volumen. Partiendo de la tabla original para implantes de volumen del sistema clásico de Manchester (se tiene en cuenta cambio de unidades posteriores y la conversión de $mgRa_{eq} \times h$ a $Ci \times s$) y si se aplica a implantes optimizados por

geometría, y la dosis absorbida de referencia la establecemos en el 90 - 95 % de la dosis absorbida, la desviación del procedimiento está en el 8 % o mejor.

Kubo (Kubo y cols. 1998) propone expresiones matemáticas para chequear implantes con un solo catéter, con una dosis absorbida prescrita a 7,5 mm o a 10 mm del centro del catéter. Por ejemplo, para 10 mm de prescripción de la dosis absorbida, el tiempo total de tratamiento sería:

$$T = 0,10 \times (D/S) \times (2,67 \times L + 78,6) \quad (10)$$

donde:

T es el tiempo total de tratamiento en segundos,

D es la dosis absorbida prescrita en cGy,

S es la actividad de la fuente en Ci,

L es la longitud total del tratamiento en milímetros.

Esta expresión depende de los datos específicos del cálculo de dosis absorbida y del algoritmo de optimización. El tiempo calculado de esta forma, está dentro del ± 2%.

Si se efectúan los cálculos para diferentes longitudes y puntos de pauta, se encuentra que el tiempo total de tratamiento aumenta linealmente con la longitud de tratamiento. Se ajustan los tiempos de tratamiento con respecto a la distancia de pauta a un polinomio de grado 2 y si consideramos la longitud del catéter (L_1) más corta y la más larga (L_2) podemos expresar el tiempo en las condiciones de referencia, (500 cGy de pauta y 370 GBq de actividad de la fuente) como:

$$T(d,L)_{ref} = T(d,L_1) + [(L - L_1)/(L_2 - L_1)][T(d,L_2) - T(d,L_1)] \quad (11)$$

Si estamos en condiciones de no referencia el tiempo se obtendría de la siguiente forma:

$$T(d;L)_{noref} = T(d;L)_{ref}(Dp\,(cGy) \times 10\,Ci)/500\,cGy \times S(Ci) \quad (12)$$

Ezzell propuso para un solo catéter una nueva expresión a partir de la obtenida por Kubo, donde incluye correciones por anisotropía, longitudes entre 50 y 230 mm y una separación de 5 mm entre posiciones de fuente y con unos pesos relativos tales como 1,5;1,4;1,3;1,2;1,1;1,0;.....1,0;1,1;1,2;1,3;1,4,1,5.

$$D/S \times T = (23,09/L) + 0,0537 \tag{13}$$

Ezzell (Ezzell 1997) ha propuesto para el caso de implantes de dos catéteres un algoritmo manual para el cálculo del tiempo de permanencia de la fuente. El tiempo para cada posición vendrá dado por el producto:

$$T = B \times M \times S \tag{14}$$

donde:

T es el tiempo (en segundos),

B es un número proporcional a la dosis absorbida prescrita y a la actividad de la fuente,

B= 0,128 $\times$ (prescripción de dosis absorbida, cGy)/(actividad de la fuente, Ci),

M es un factor de peso fijo que depende de la posición a lo largo de la zona activa y que depende de su posición respecto al extremo y a la horquilla formada por los dos catéteres y, S es un factor variable que depende de la separación de los catéteres en la zona paralela y su posición a lo largo de longitud activa.

La expresión general es:

$$S_0 = 1,749/[1 + 1/(1 + W)^{1,1}] \tag{15}$$

Si estamos en la zona paralela y en la horquilla,

$$S = S_0 \tag{16}$$

Si estamos en la zona distal,

$$S = [(S_0 - 1)/N] + 1 \tag{17}$$

Los tiempos así obtenidos coinciden con los optimizados dentro del 5 %.

Por último, Gil'ad (Gil'ad y cols. 2000), presenta un programa independiente para el cálculo de dosis absorbida para verificación del sistema de planificación, para implantes intraoperatorios (geometría fija), implantes con *"template"* y basados con TC (próstata).

Para aplicadores estándar el programa identifica el tipo de aplicador a partir del fichero que envía el sistema de planificación al equipo de tratamiento y el programa calcula la dosis absorbida en puntos de referencia.

Para aplicadores que utilizan *"template"* se establece un sistema de referencia a partir del cual se reconstruye el implante e implica, en este caso, que el usuario introduzca los puntos para la reconstrucción del implante. El cálculo de la dosis absorbida se hace en puntos que establece el usuario. El cálculo dosimétrico se realiza utilizando los coeficientes del polinomio Meisberger y la tabla de anisotropía para una fuente de ^{192}Ir.

El tiempo total del implante se obtiene utilizando las tablas de Manchester mediante la expresión:

$$(M/mgh) = 34,1(V/cm^3)^{2/3}\exp(0,07[E-1]) \tag{18}$$

En la ecuación, M se expresa habitualmente en mgh y equivale al kerma de referencia en aire total. En EEUU todavía se utiliza M y se define como el número de mgh que producen 10 Gy en agua. De ahí, que la expresión anterior se corresponda para un implante de volumen V, extensión E, con la tabla de volumen del sistema de Manchester.

Si utilizamos el cociente entre la constante de tasa de kerma para el radio y el iridio y ajustando unidades, el tiempo total del tratamiento es

$$T = 6,59 \times 10^{-2} \times M[s/Gy] \tag{19}$$

Sustituyendo esta expresión en la anterior obtendríamos el tiempo para un implante de volumen. De forma semejante se obtendría para un implante planar. Los denominadores de las expresiones corresponden a las unidades de las magnitudes indicadas al lado.

Estas expresiones adquieren todo su significado si se siguen los criterios de implantación del sistema de Manchester. Este sistema es capaz de detectar errores en el paso de las posiciones de la fuente (de 0,5 cm a 0,6 cm).

7. Referencias

[1] ABACUS (2001). Abacus Algorithms. Theraplan Plus. Technical Reference Manual. March.

[2] ANDERSON L.L. (1986). "A natural volume-dose histogram for brachytherapy". Med. Phys. 13, 890-903.

[3] BELLOTI J. E., KAGAN A.R., OLCH A., WOLLIN M. (1992). "Conversion form Cs-137 to Ir-192 for high dose rate remote afterloading: Practical considerations". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 19, 377-383.

[4] BERNS C., FRITZ P., HENSLEY F.W., WANNENMACHER M. (1997). "Consecuences of optimization in PDR brachytherapy. Is a routine geometrical optimization recommendable?". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 37, 1171-1180.

[5] BRENNER D.J., HALL E.J. (1991). "Conditions for the equivalence of continuous to pulsed low dose rate brachytherapy". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 21, 1415-1423.

[6] ÇENTIGÖZ R., ATAMAN Ö.U., TUNCEL N., SEN M., KINAY M. (2001). "Optimization in high dose rate brachytherapy for utero-vaginal applications". Radiother. Oncol. 58,31-36.

[7] CROOK J.M., ESCHE B.A., CHAPLAIN G., ISTURIZ J., SENTENAC I., HORIOT J.C. (1987). "Dose-volume analysis and prevention of radiation sequelae in cervical cancer". Radiother. Oncol. 8, 321-332.

[8] DALE R.G. (1987). "What minimum number of fractions is required with high dose-rate remote afterloading?". Br. J. Radiol. 60, 301-302.

[9] DUTREIX A., WAMBERSIE A. (1968). "Etude de la répartition des doses autour de sources ponctuelles alignées". Acta Radiol. 7, 889-900.

[10] EDMUNSON G.K. (1994). "Volumen Optimisation: an American Viewpoint", in "Brachytherapy from Radium to Optimization". (eds R.F. Mould, J.J. Battermann, A.A. Martinez et al.), Nucletron International B.V., Veenendaal, The Netherlands, pp. 314-318.

[11] ESCHE B.A., CROOK J., HORIOT J. (1987). "Dosimetric methods in the optimization of radiotherapy for carcinoma of the uterine cervix". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 13, 1183-1192.

[12] EZZELL G.A. (1997). "Physical Principles of Treatment Planning in Interstitial Brachytherapy: Role of Optimisation. New developments in interstitial remote controlled brachytherapy". Ed. By Zamboglou-München; Bern; Wien; New York; Zuckschwerdt, 1997(Oncological Seminars on Locoregional Therapy; Vol 2) ISBN 3-88603-588-3.

[13] FELLNER C., PÖTTER R., KNOCKE T., WAMBERSIE A. (2001). "Comparison of Radiography and computed tomography-based treatment planning in cervix cancer in brachytherapy with specific attention to some quality assurance aspects". Radiother. Oncol. 58, 53-62.

[14] GERBAULET A., PÖTTER R., MAZERON J.J., MEERTENS H., LIMBERGEN E.V.(2002).Eds. "The GEC ESTRO handbook of brachytherapy". Leuven. Belgium: European Society for Therapeutic Radiology and Oncology. ISBN 978-90-804532-6-5.

[15] GIL'AD N.C., AMOLS H.I., ZAIDER M. (2000). "An independent dose-to-point calculation program for the verification of high-dose-rate brachytherapy treatment planning". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 48, 1241-1258.

[16] HELLEBUST T.P., DALE E., SKJONSBERG A., OLSEN D.R. (2001). "Interfraction variations in rectum and bladder volumens and dose distributions during high dose rate brachytherapy treatment of the uterine cervix investigated by repetitive CT-examinations". Radiother. Oncol. 60, 273-280.

[17] ICRU (1985). International Commission of Radiation units and Measurements. "Dose and Volumen Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology". Report 38. Bethesda, M.D.

[18] KIRLPATRICK S., GELATT C.D., VECCHI P.M. (1983). "Optimization by simulated annealing". Science 220, 671-680.

[19] KNESCHAUREK P. (1997). "Optimization of Dose Distributions in Brachytherapy Radiological Aspects. New developments in interstitial remote controlled brachytherapy". Ed. by Zamboglou-München; Bern; Wien; New York; Zuckschwerdt, 1997 (Oncological Seminars on Locoregional Therapy; Vol. 2) ISBN 3-88603-588-3.

[20] KOVACS G., THOMADSEN B.R., HOUDEK P.V., VAN DER LAARSE R., EDMUNDSON G., KOLKMAN-DEURLOO I.K., VISSIER A.G. (1994). Chapter 16 in "High Dose Rate Brachytherapy: A Textbook". (ed. S. Nag), Publishing Company, Inc. Armonk NY, pp 355-361.

[21] KUBO H.D., GLASGOW G.P., PETHEL T.D., THOMADSEN B.R., WILLIAMSON J.F. (1998). "High dose-rate brachytherapy treatment delivery: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 59". Med. Phys. 25, 375-390.

[22] KUIPERS T.J., RIET A., HOEKSTRA C., MAK A., STENFERT K. (1992). "Iridium-192 dwell times in microselectron-HDR treatment of Cervical Carcinoma. Brachytherapy in the nordic countries". Ed. R.F. Mould Proceedings Nordic Brachytherapy Working Conference, May 1992, Linköping, Sweden.

[23] KUTCHER G.J., COIA L., GILIN M., HANSON W.F., LEIBEL S., MORTON R.J., PALTA J.R., PURDY J.A., REINSTEIN L.E., SVENSSON G.K. (1994). "Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group Nº 40". Med. Phys. 21, 581-618.

[24] LESSARD E., POULIOT J. (2001). "Inverse planning anatomy-based dose optimization for HDR-brachytherapy of the prostate using fast simulated annealing algorithm and dedicated objetive function". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 28, 773-779.

[25] NAG S., ABITBOL A.A., ANDERSON L.L., BLASKO J.C., FLORES A., HARRISON L.B., HILARIS B.S., MARTINEZ A.A., MEHTA M.P., NORI D. (1993). "Consensus Guidelines for high dose rate remote Brachytherapy in cervical, endometrial, and endobronchial tumors". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 27, 1241-1244.

[26] NAG S., ERICKSON B., THOMADSEN B., ORTON C., DEMANES J.D., PETEREIT D. (2000). "The American Brachytherapy Society Recommendations for High-Dose-Rate brachytherapy for carcinoma of the cervix". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 48, 201-211.

[27] NATH R., ANDERSON L., LUXTON G., WEABER K., WILLIAMSON J., MEIGOONI A. (1995). "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recomendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group Nº 43". Med. Phys. 22, 209-234.

[28] NOYES W.R., PETERS N.E., THOMADSEN B.R., FOWLER J.F., BUCHLER D.A., STITT J.A., KINSELLA T.J. (1995). "Impact of "optimized" treatment planning for tandem and ring, and tandem and ovoids, using high dose rate brachytherapy for cervical cancer". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 31,79-86.

[29] OLSZEWSKA A.M., SAARNAK A.E., DE BOER R.W., VAN BUNNINGEN B., STEGGERDA M.J. (2001). "Comparison of dose-volume histograms and dose-wall histograms of the rectum of patients treated with intracavitary brachytherapy". Radiother. Oncol. 61, 83-85.

[30] PEIFFERT D., CASTELAIN B., THOMAS L., ARDIET J.M., BAILLET F., MAZERON J. (2001). **"**Pulsed dose rate brachytherapy in head and neck cancers. Feasibility study of a French cooperative group". Radiother. Oncol. 58, 71-75.

[31] PÉREZ-CALATAYUD J., ARRANS LARA R., DE FRUTOS BARAJA J.M., GUISASOLA BERASATEGUI A., MACÍAS JAÉN J., VALVERDE MORÁN J. (2000). "Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM".

[32] PIETERS B.R., SAARNAK A.E., STEGGERDA J.H.B. (2001). "A method to improve the dose distribution of interstitial breast implants using geometrically optimized stepping source techniques and dose normalization". Radiother. Oncol. 58, 63-70.

[33] PÖTTER R., VAN LIMBERGEN E., DRIES W., POPOWSKY Y., COEN V., FELLNER C., GEORG D., KIRISITS C., LEVENDAG P., MARIJNISSEN H., MARSIGLIA H., MAZERON J.J., POKRAJAC B., SCALLIET P., TAMBURINI V. (2001). "Recommendations of the EVA GEC ESTRO Working Group: Prescribing, recording and reporting in endovascular brachytherapy".

[34] QUALITY ASSURANCE, EQUIPMENT, PERSONNEL AND EDUCATION". RADIOTHER. ONCOL. 59, 339-60.

[35] POULIOT J., TREMBLAY D., ROY J., FILICE S. (1996). "Optimization of permanent I-125 prostate implants using fast simulated annealing". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 36, 711-720.

[36] RIET A. (1997). "Quality Control in Brachytherapy; pre-planning and realisation of implants". Universiteit Utrecht, Faculteit Geneeskunde. Proefschrift Universiteit Utrecht- Met lit. opg- Met samenvatting in het Nederlands. ISBN 90-393-1320-3 NUGI 742.

[37] RODRIGUEZ R.R., DEMANES D.J. (1997). "HDR Brachytherapy: Ultimate in conformal Radiotherapy for Treatment of Prostate Cancer. New developments in interstitial remote controlled brachytherapy". Ed. by Zamboglou- München; Bern; Wien; New York; Zuckschwerdt, 1997 (Oncological Seminars on Locoregional Therapy; Vol 2) ISBN 3-88603-588-3.

[38] SAW C., SUNTHARALINGAM N. (1991). "Quantitative assessment of interstitial implants". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 20, 135-139.

[39] SPEISSER B. (1992). "Variability of dose specifications in endoluminanl brachytherapy". Radioth. Oncol. 23,211-212.

[40] THOMADSEN B.R., HOUDEK P.V., VAN DER LAARSE R., EDMUNDSON G., KOLKMAN-DEURLOO I.K., VISSIER A.G. (1994). Chapter 6 in "High Dose Rate Brachytherapy: A Textbook". (ed. S. Nag), Publishing Company, Inc. Armonk NY, pp 79-145.

[41] VAN DER LAARSE R., PRINS T. (1994). "Introduction to HDR Brachytherapy Optimization, in Brachytherapy from Radium to Optimization". (eds R.F. Mould, J.J. Battermann, A.A. Martinez et al.), Nucletron International B.V., Veenendaal, The Netherlands, pp. 331-51.

[42] VAN DER LAARSE R. (1997). "Treatment Planning for Remote Afterloading Equipment". XI Congreso Nacional de Física Médica Valencia. Ed. CND ISBN: 84-8498-304-8.

[43] VAN'T RIET V.A., LOO T., YPMA A., MAK A., SLOOTEN V. H., HOEKSTRA C., STENFERT K. (1992). "Ultrasonically guided transperineal seed implantation of the prostate: Modification of the technique and qualitative assessment of implants". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 24,555-558

Tema 11:
Procedimientos y planificación en Braquiterapia de próstata

Teresa Eudaldo Puell
Mª Arrate Guisasola Berasategui
José Pérez-Calatayud

Procedimientos y planificación en Braquiterapia de próstata

Teresa Eudaldo Puell
Servei de Radiofísica i Radioprotecció
Hospital de la SANTA CREU I SANT PAU. Barcelona
teudaldo@santpau.cat

Mª Arrate Guisasola Berasategui
Servicio de Física Médica y Protección Radiológica
Fundación ONKOLOGIKOA Fundazioa
aguisasola@onkologikoa.org

José Pérez-Calatayud
Sección de Radiofísica. Servicio de Radioterapia
HOSPITAL LA FE. Valencia
perez_jos@gva.es

1. Introducción

A lo largo de estos últimos años el interés por la Braquiterapia de próstata ha aumentado considerablemente debido al aumento del número de pacientes con cáncer de próstata en estadios precoces de la enfermedad (Oliva 2000).

Los implantes en la próstata pueden realizarse con técnicas de baja tasa de dosis (LDR), que consisten en la introducción de semillas que se depositan en la próstata y quedan en ella de forma permanente, o bien mediante técnicas de alta tasa de dosis (HDR), mediante el uso de una fuente única de alta actividad que va ocupando distintas posiciones en unas guías (o catéteres) previamente introducidos en la próstata.

Los implantes con semillas de LDR son implantes permanentes y siempre de carga directa manual (o semiautomática en algún sistema comercializado), mientras que los de HDR son siempre de carga diferida remota y automática.

La técnica empleada actualmente para la realización de todos los implantes de próstata es la transperineal y el equipo y los accesorios empleados, son

los mismos para ambos tipos de implantes. Consisten fundamentalmente en un ecógrafo con sonda rectal, un dispositivo "a pasos" que mueve la sonda (*"stepper"*), una plantilla perineal que consiste en una matriz cuadrada de 13 cm x 13 cm habitualmente, con filas y columnas numeradas y el conjunto estabilizador que se monta en el suelo o en la mesa. El ecógrafo ha de disponer de un software especial que muestra en la pantalla, el patrón de rejilla de la plantilla.

La técnica es multidisciplinar de forma que intervienen diferentes profesionales, y su ejecución comporta el empleo de técnicas quirúrgicas en lo que se refiere a prácticas de esterilización y anestesia. El equipo que participa en un implante transperineal de próstata tanto si es de HDR como LDR, está compuesto generalmente por los siguientes profesionales: oncólogo radioterápico, radiólogo y/o urólogo especializado en ultrasonografía, urólogo, anestesista, especialista en Radiofísica, personal de enfermería del equipo quirúrgico y personal técnico de los servicios de Radioterapia y Radiofísica. Cada uno de los participantes debe conocer sus misiones que conviene estén escritas y la importancia de su papel en el éxito del implante (Davis y cols. 2012).

No todos los pacientes con cáncer de próstata son candidatos a un tratamiento con Braquiterapia. Solo pacientes seleccionados en función de su grado Gleason anatomo-patológico y su valor de antígeno especifico prostático conocido como PSA, así como por su estadio T1 a T2a son susceptibles del implante ya sea como monoterapia o como sobreimpresion tras Radioterapia externa.

Los criterios de selección están hoy día ampliamente consensuados. Dependen de los aspectos clínicos de cada caso, y se describen en numerosas publicaciones de consenso. De entre ellas, cabe destacar las recomendaciones de la *American Brachytherapy Society* (ABS) para los implantes permanentes (Nag y cols. 1999), y las guías de consenso de la ABS, tanto para los implantes HDR (Yamada y cols. 2012), como para los implantes LDR (Davis y cols. 2012). Existen también recomendaciones del grupo *Urological Brachytherapy* de la *European Society for Radiotherapy & Oncology* (*ESTRO*) para implantes permanentes (Ash y cols. 2000), y de la EORTC *Radiotherapy Group* (Kovacs y cols. 2005), para implantes temporales.

Los parámetros dosimétricos que se valoran en ambos tipos de implantes, y que proporcionan el nivel de calidad obtenido en el tratamiento son:

- D100, valor de la dosis absorbida que cubre el 100% del volumen de planificación (PTV).
- D90, valor de la dosis absorbida que cubre el 90% del volumen de planificación (PTV).

- V100, porcentaje de volumen de la próstata que recibe el 100% de la dosis absorbida prescrita.
- V150, porcentaje de volumen de la próstata que recibe el 150% de la dosis absorbida prescrita, y
- V200, porcentaje de volumen de la próstata que recibe el 200% de la dosis absorbida prescrita.

2. Características físicas y dosimétricas de las fuentes

Como característica general y que cumplen todas las fuentes de Braquiterapia es que son encapsuladas, disponibles en varias actividades, su visibilidad bajo los diferentes sistemas de imagen disponibles (radiográficos, ultrasonidos, TC, RM) y su compatibilidad con los distintos diseños de sistemas de suministro (aplicadores, agujas, catéteres). Además, es imprescindible la existencia de patrones para la determinación de las magnitudes de referencia y la existencia de parámetros dosimétricos estandarizados aplicables a los sistemas de planificación (Pérez-Calatayud y Vivanco 2007).

Para el cálculo dosimétrico de estas fuentes se recomienda seguir el formulismo denominado "TG43" (Nath y cols. 1995) y su posterior actualización "AAPM TG43 U1", publicado en 2004 (Rivard y cols. 2004). Las fuentes vienen caracterizadas por su tasa de kerma de referencia en aire (TKRA) que deberá ser verificada por el usuario antes de su aplicación en el paciente siguiendo recomendaciones internacionales y nacionales (Nath y cols. 1997; Pérez Calatayud y cols. 2000; RD 1998).

2.1. LDR

Para los implantes transperineales permanentes de próstata, se emplean fuentes de ^{125}I y ^{103}Pd que se presentan encapsuladas en titanio y con la forma de pequeñas semillas de un tamaño en el entorno de los 4,5 mm x 0,8 mm (Rivard y cols. 2004). La producción de las mismas se realiza en reactores y ciclotrones respectivamente (Nath y cols. 1995).

Los criterios de selección de un radionucleido u otro no están muy claros en la literatura. Ling (Ling y cols. 1995) siguiendo el modelo lineal cuadrático, concluye que para una dosis determinada para los tumores de rápido crecimiento sería de mayor efectividad el ^{103}Pd, mientras que para los tumores de crecimiento más lento sería el ^{125}I. Basándose en la experimentación animal, algunos autores concluyen que para tumores pobremente diferenciados el ^{103}Pd sería más efectivo que el ^{125}I, mientras que para tumores bien diferenciados no

se aprecia tanto esta diferencia. Así pues, el ^{125}I se ha estado empleando en tumores de bajo grado con Gleason entre 2 a 6 mientras que el ^{103}Pd se emplearía en los tumores de Gleason mayor de 6 (Nag y cols. 1999). Estudios *"in vitro"* revelan una diferencia en la eficacia biológica relativa entre ambos radionucleidos: 1,4 para el ^{125}I y de 1,9 para el ^{103}Pd (Ling y cols. 1995). Posteriormente, empleando el concepto de "función proximidad" Wuu y Zaider concluyen que esta diferencia es menor: 1,5 y 1,6 respectivamente (Wuu y Zaider 1998) y clinicamente no existe diferencia. Los diferentes centros emplean uno u otro, pero está más generalizado el ^{125}I.

El ^{125}I emite fotones de energías entre 27,2 keV (0,757 fotones/desintegración) hasta 35,5 keV (0,067fotones/desintegración) con una energía media ponderada de 28,37 keV (Rivard y cols. 2004). Su período de semidesintegración es de 59,4 días (Nath y cols 1995; Rivard y cols. 2004). Las semillas se presentan en diferentes formatos: o bien sueltas, o tipo *"Rapid Strand"* en el que las semillas aparecen engarzadas con un material reabsorbible por el organismo, lo que facilita su preparación, y, según algunos autores disminuye el riesgo de migración de las fuentes. Las actividades que se emplean en los implantes corresponden a "intensidades" de kerma en aire de 0,4 - 1,0 U (1U = 1 unidad de TKRA = $1 \mu Gy.h^{-1}.m^2$), lo que se traduce en actividades de 11 - 30 MBq (0,3 - 0,8 mCi).

El ^{103}Pd emite fotones de energías entre 20,1 keV (0,224 fotones/desintegración) hasta 23,2 keV (0,02 fotones/desintegración) con una energía media ponderada de 20,74 keV (Rivard y cols. 2004). Su período de semidesintegración es de 16,99 días (Rivard y cols. 2004). La presentación de las semillas es similar a las de ^{125}I, el tamaño es de 4,5 mm de longitud por 0,8 mm de diámetro encapsuladas en 0,05 mm de titanio. El material activo se prensa entre dos bolitas de grafito de 0,9 mm de longitud y 0,6 mm de diámetro. Entre las partes activas se coloca un marcador de 1mm de plomo para facilitar su visibilidad en las radiografías. En el documento "AAPM TG43 U1" (Rivard y cols. 2004), se presentan varios modelos de fuentes comercializados de ambos radionucleidos. Las actividades empleadas en los implantes corresponden a "intensidades" de kerma en aire de 1,4 - 3,5 U, lo que se traduce en actividades de 41 - 100 MBq (1,1 - 2,7 mCi).

Como se ha dicho anteriormente, para el cálculo dosimétrico de estas fuentes se recomienda seguir el formalismo denominado "TG43" y los valores a emplear como parámetros de base en los sistemas de panificación, tales como:

- Λ constante de tasa de dosis ($cGy.h^{-1}.U^{-1}$)
- $G(r, \theta)$ factor geométrico
- $g(r)$ función de dosis radial
- $F(r, \theta)$ función de anisotropía,

son específicos para cada modelo de fuente, y han de ser los datos de consenso que se recogen en varias publicaciones como por ejemplo, en los documentos de la AAPM "TG 43" (Nath y cols. 1995), "TG43 U1" (Rivard y cols. 2004), y el suplemento del 2007 (Rivard y cols. 2007).

Los valores que difieren de los dados en el documento original "TG43" (Nath y cols. 1995), es porque incorporan los cambios en algunos procedimientos de calibración y en los valores suministrados por técnicas Monte Carlo de algunos de estos parámetros, que se han producido durante los últimos años.

Por ejemplo:

- El año 1999 el National Institute of Standards and Thecnology (NIST) modificó sus procedimientos mediante el empleo de una cámara (WAFAC) siglas de "*wide-angle free-air chamber*" con un absorbente para eliminar los rayos X del titanio. El resultado obtenido fue que la tasa de kerma de referencia en aire (TKRA) de su patrón de ^{125}I disminuyó en un 10% aproximadamente (Seltzer y cols. 1998). Así pues: $S_{K,99\ patrón}/S_{K,85\ patrón} = 0{,}897$.
- Furhang y Anderson (Furhang y Anderson 1999) proponen ajustar la función de dosis radial a una función de doble exponencial mientras que en el "TG43" se hacía a un polinomio. Estos autores también proponen una función de ajuste para el factor de anisotropía. El factor geométrico empleado en el "TG43", ha sido estudiado mediante la aplicación de técnicas de Monte Carlo (Rivard 1999). La constante de tasa de dosis para diferentes radionucleidos ha sido revisada por métodos de Monte Carlo (Mainegra y cols. 1998).

La AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*) a través de su comité de terapia por radiaciones publicó una serie de recomendaciones para evitar confusiones y errores en la dosimetria de las fuentes, y cómo implementar los cambios mencionados de una manera segura (Kubo y cols. 1998b; Williamson y cols. 1999).

El creciente empleo de las técnicas de implantes de próstata con semillas ha propiciado la aparición de nuevas fuentes. Antes de emplearlas con los pacientes deberán caracterizarse por medio de los datos que están publicados en la literatura (Gearheart y cols. 2000; Wallace y Fan 1998; Wallace y Fan 1999; etc.); y la AAPM por medio de su comité de terapia por radiaciones ha establecido una serie de prerrequisitos que deben cumplir las nuevas fuentes de Braquiterapia intersticial, emisoras de fotones de baja energía, para su uso clínico (Williamson y cols. 1998).

Siguiendo estas recomendaciones y en colaboración con el Radiological Physics Center se ha establecido un registro de fuentes que cumplen los prerrequisitos establecidos por el anterior comité. Así pues, para participar en protocolos de tratamientos de carcinoma de próstata con Braquiterapia de baja tasa, deberán emplearse fuentes que estén registradas:

http://rpc.mdanderson.org/rpc/htm/Home_htm/Low-energy.htm.

Esta página web contiene todos los datos actualizados de los parámetros de base para usar en los sistemas de planificación, para cada modelo de fuente.

Todas las recomendaciones indican la necesidad de especificar las fuentes de Braquiterapia en TKRA, en unidades de $\mu Gy \cdot h^{-1} \cdot m^2$ (U), y no en unidades de Ci o mCi. Sin embargo, debido a su arraigo clínico, estas unidades todavía siguen empleándose. Para evitar posibles errores sistemáticos en la conversión de TKRA a actividad, deben seguirse estrictamente las recomendaciones que la AAPM da en su documento "TG43 U1", en donde se establece que los factores de conversión que deben usarse, independientemente del modelo concreto de semilla, son:

Para el ^{125}I $\quad$ 1mCi $\rightarrow$ 1,270 U

Para el ^{103}Pd $\quad$ 1mCi $\rightarrow$ 1,293 U

Finalmente, mencionar que existen actualmente **nuevas fuentes** para la Braquiterapia de próstata LDR:

- El ^{103}Pd en forma de hilos de longitud variable de 1-5 cm. Con este modelo se intentan solventar los problemas de migración y movimiento en la próstata así como mejorar su visualización en ecografía. El nombre comercial de este modelo es RadioCoil (Meigooni y cols. 2004).
- El ^{131}Cs, que es un emisor gamma con los picos más intensos en la región de 29-34 keV. Destaca su bajo $T_{1/2}$, que es de 9,7 días. Su uso se basa en estudios radiobiológicos en los que se constata que el uso de radionucleidos de vida corta es mucho más efectivo biológicamente en la Braquiterapia de próstata.

2.2. HDR

En este tipo de Braquiterapia se utiliza una fuente única de ^{192}Ir, disponible en fuentes de pequeño tamaño y actividad muy elevada. El esquema de desintegración del ^{192}Ir es complejo: se desintegra fundamentalmente por emisión beta y captura electrónica a estados excitados del ^{192}Pt y ^{192}Os, que vuelven posteriormente a sus estados fundamentales mediante la emisión de rayos gamma, de energía promedio 0,38 MeV. Su periodo de semidesintegración, $T_{1/2}$ es de 73,83 días.

El valor de la constante de tasa de kerma en aire (Γ_δ), para el ^{192}Ir es (Pérez-Calatayud 2012a):

$$\Gamma_\delta = 0{,}1091\ \mu Gy.m^2.MBq^{-1}.h^{-1}$$

Los valores a emplear como parámetros base en los sistemas de planificación para las fuentes de HDR están bien establecidos en la publicación de BRAPHYQS (Venselaar y Pérez-Calatayud 2004), encontrándose los valores actualizados en **www.uv.es/braphyqs**. Existe además una publicación de un grupo de trabajo AAPM-ESTRO con datos consensuados para fuentes emisoras de fotones de alta energía (energía media mayor que 50 keV), que incluye las características físicas de modelos específicos comercializados de fuentes para HDR, tanto de ^{192}Ir como de ^{60}Co, así como para las fuentes de ^{137}Cs (Pérez-Calatayud y cols. 2012a).

3. Verificación de la tasa de kerma de referencia en aire de las fuentes

Siguiendo recomendaciones nacionales (Pérez Calatayud y cols. 2000; RD 1998) e internacionales (Nath y cols. 1997; OIEA 1999) se debe verificar la tasa de kerma de referencia en aire (TKRA) de las fuentes que se van a emplear previamente a su aplicación en el paciente.

Todas las fuentes que se reciben llevan un certificado de calibración suministrado por el fabricante de las mismas, y la institución deberá verificar la tasa de kerma de referencia en aire proporcionada, de modo que si se obtiene una discrepancia mayor del ±3% debe investigarse la fuente de la discrepancia y en el caso de que excediera del ±5% se recomienda notificar el hecho al fabricante. El procedimiento que se propone en el documento "TG56" (Nath y cols. 1997), recogido por el Real Decreto 1566/1998, ignora las incertidumbres del fabricante y las del radiofísico al medir (Brosed 2000). Lo ortodoxo, lógico y correcto sería que el fabricante diera un valor A con una incertidumbre I_A ($k = 2$) y el radiofísico determinase un valor B con una incertidumbre I_B ($k = 2$), para efectuar la comparación (Pérez Calatayud y cols. 2000).

Para la realización de las medidas, tanto para las fuentes de ^{192}Ir de HDR y las semillas de ^{125}I y ^{103}Pd de LDR, el detector recomendado es el conjunto de cámara de ionización de tipo pozo, electrómetro y los insertos correspondientes al tipo de fuente o modelo de semilla de que se disponga (CPEI), calibrado en un laboratorio acreditado.

El detector se conecta a un electrómetro capaz de medir corrientes débiles, del orden de pA, que son las que se generan con este tipo de fuentes (Pérez Calatayud y cols. 2000). El valor de la tasa de kerma de referencia en aire (TKRA) a partir de la medida con el detector pozo se obtiene mediante la formula:

$$\dot{K}_R = \Gamma_\delta A_a \tag{1}$$

donde N_K es el factor de calibración del conjunto detector de pozo, electrómetro e inserto para el modelo de fuente que se quiere medir; M_u es la carga recogida durante el tiempo t, corregida por presión y temperatura, corriente de fugas, pérdidas por recombinación, efecto tránsito y efecto polaridad.

$$M_u = (M - M_F) \times k_{PT} \times k_s \times k_{tr} \times k_{pol} \tag{2}$$

A diferencia del caso del ^{192}Ir en HDR que utiliza una sola fuente, en el caso de ^{125}I y ^{103}Pd, que se necesita un gran número de semillas por implante, el número de semillas a verificar será de al menos un 10% del total de semillas recepcionadas para el implante. Para ello se colocan en la posición de medida en el inserto correspondiente y se realiza la medida (Pérez Calatayud y cols. 2000).

Un caso especial es el de las semillas de ^{125}I que se presentan en formato *"rapid strand"*.

El *"I-125 RAPID Strand"* (Product code IMC7000 1999) es un producto de Oncura (GE-Helthcare), constituido por unas cápsulas de titanio soldado que contienen una varilla de plata en cuya superficie se ha adsorbido ^{125}I (semillas de ^{125}I, código IMC6711).

La presentación de estas semillas modelo 6711 es en formato estéril. Diez semillas están dispuestas a intervalos fijos de 1 cm entre centros en el interior de un hilo de sutura absorbible trenzado poliglactina 910. La sutura que contiene las semillas se endurece y se aloja, sobre un separador de plástico dentro de un tubo de blindaje de acero inoxidable (Product code IMC7000 1999) (Figura 1).

Para guardar las pautas de esterilización durante todo el proceso de recepción y manipulación para su implantación posterior en el paciente, la empresa *Standard Imaging* comercializa un inserto diseñado para poder medir las semillas sin que estas sean extraídas de su formato de presentación. Para verificar la TKRA se procede a medir la tira ("*strand*") introduciéndola en un sentido de forma que el volumen sensible de la cámara lea la lectura correspondiente a 5 semillas y posteriormente, al dar vuelta a la tira, se leen las otras 5 semillas;

se obtiene el valor promedio de la lectura corregida y se aplica un factor de corrección al valor del factor de calibración que proporciona el laboratorio ADCL para el modelo de semilla 6711 (Butler y cols. 1998; HDR 1000 Plus 2001).

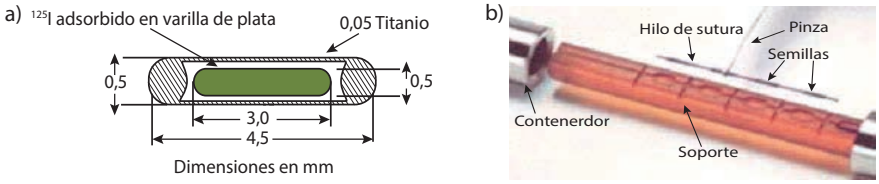


Figura 1. a) Características físicas de la semilla modelo 6711. b) Aspecto externo de la misma en el formato "*RAPID Strand*".

4. Adquisición de los datos anatómicos del paciente

Previamente a la realización de un implante transperineal, tanto si va a realizarse con HDR como si se trata de un implante permanente con semillas, se debe conocer el tamaño y forma de la próstata. Para ello, se realiza un estudio volumétrico de la misma que consiste en la adquisición de una serie de imágenes ultrasonográficas en las mismas condiciones en que va a realizarse el tratamiento, desde la base hasta el ápex de la próstata. El estudio volumétrico, sirve tanto para valorar si técnicamente es posible realizar el implante (interferencia de arco púbico, volumen en cm^3 de la próstata, etc.), como para estimar el número de semillas que van a ser necesarias, en el caso de los implantes permanentes.

4.1. Estudio volumétrico mediante ultrasonidos

Previamente a la realización del estudio, el paciente será informado del procedimiento que se le va a realizar y de que su colaboración, estando relajado y evitando movimientos, facilitará el procedimiento. Además, se preparará con una dieta blanda y un enema. No es necesario que la vejiga esté vacía pues las imágenes de ultrasonidos son mejores con la vejiga llena.

Para la realización del estudio volumétrico se introduce una sonda ultrasonográfica por vía rectal, para la obtención de las imágenes de la próstata, con cortes axiales espaciados 5 mm (o en "continuo" en los sistemas que lo permiten). Con dichas imágenes se obtendrá una reconstrucción del volumen prostático sobre el que se realizará el implante. Las imágenes transversales se captan comenzando desde la base de la próstata hasta el ápex de la misma, desplazando el indicador del escalador y obteniendo imágenes en cada

posición. En todas ellas figurará una rejilla virtual con espaciados de 1 y 0,5 cm que dispone el equipo de ultrasonidos, y que será coincidente con la rejilla sobre la que van a colocarse las agujas portadoras de las semillas en el caso de los implantes permanentes, o los catéteres para la fuente de HDR, en caso de los implantes temporales (Figura 2).

Figura 2. Imágenes de ultrasonografía para un estudio volumétrico.

La sonda ultrasonógrafica o transductor va montada sobre un dispositivo sobre el que puede deslizarse. Este a su vez, se fija a un soporte tipo pedestal o bien a un soporte que se fije a la mesa de realización del implante, donde se dispone de un módulo escalador (*"stepper"*) que permite el control de los movimientos. Primeramente conviene introducir la sonda en el recto bien lubrificada y a continuación colocarla sobre el porta-escalador formando un ángulo del orden de 5º a 10º para obtener unas imágenes óptimas y sea reproducible en el momento del implante (Seattle Prostate I. 1999).

Para la optimización del estudio se recomienda seguir unas reglas que ayudarán en las fases posteriores. La posición del paciente es crucial: debe posicionarse de forma simétrica de tal modo que si se traza una línea sagital a lo largo del mismo, la próstata quede tanto en la base, como a media glándula y en el ápex, como dividida en dos partes simétricas. Se adopta la posición de litotomía, rodillas a la misma altura con un ángulo mayor de 90º para facilitar que el arco púbico no interfiera en la trayectoria de las agujas que se van a emplear en el implante (Figura 3). Se coloca una sonda vesical tipo Foley rellena de gel con burbujas de aire para la localización de la uretra a lo largo de las imágenes que se obtengan. Se recomienda el uso de una sonda de pequeño diámetro (*French 10*), para no provocar distensión de la uretra.

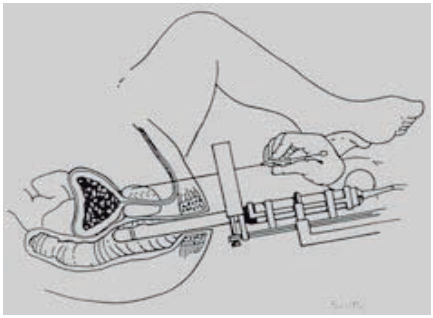


Figura 3. Vista sagital del posicionamiento del paciente.

Al realizar el estudio volumétrico, se debe verificar primeramente, que la rejilla está simétrica. A continuación, en el corte central de la glándula se ajustará la sonda de ultrasonidos comprobando que la totalidad de la próstata se encuentra por encima de la línea 1 de la rejilla virtual. En el corte de la base se deberán ver las vesículas seminales por debajo del primer corte de la próstata y en el ápex deberá observarse el corte final de la próstata.

El estudio volumétrico comienza con una imagen a 1 cm por encima de la base y termina a 0,5 cm posterior a la del ápex, más una imagen sagital.

4.2. Introducción de los datos en el sistema de planificación

La serie de imágenes obtenidas por el ecógrafo deben ser transferidas al sistema de planificación. Para ello existen diferentes procedimientos:

- Digitalización de cada imagen de la serie mediante un digitalizador acoplado al sistema de planificación.
- Adquisición de las imágenes mediante la captura de las mismas a través de video en el que previamente se habrán grabado las imágenes del estudio volumétrico.
- Transmisión de dichas imágenes vía directa (ethernet, dicom, etc.) mediante la conexión directa del ecógrafo y el sistema de planificación.

4.3. Definición de volúmenes

Una vez que el sistema de planificación dispone de las imágenes obtenidas en el ecógrafo, el procedimiento se asemeja al que se desarrolla en un planificador para Radioterapia externa.

Las imágenes se numeran, siendo la de posición "0" la correspondiente a la base y se continua hacia el ápex, que será la última, con las imágenes "0,5", "1", etc. de forma que en cada una de ellas se dibujen los volúmenes necesarios para la planificación y los órganos de riesgo que son la vejiga, la pared rectal y la uretra. Otro dato anatómico a considerar es el arco púbico en las imágenes en que este se observa, pues va a indicar la posible interferencia que pueda surgir con el mismo a la hora de la realización del implante.

Conviene disponer también de una imagen sagital a nivel medio de la glándula para tener información sobre la longitud de la próstata y comprobar que el número de imágenes transversales obtenidas es el adecuado.

4.3.1. LDR

ESTRO/EAU/EORTC (Salembier y cols. 2007), y AAPM TG 137 (Nath y cols. 2009) hacen las siguientes recomendaciones para definir los volúmenes, haciendo la analogía con la "terminología ICRU" para volúmenes en Radioterapia externa:

- GTV ("*Gross tumour Volume*"). Definido solamente para estadios tumorales mayores que T1c. Debe ser dibujado sobre las imágenes de ultrasonidos (US) adquiridas preimplante.
- CTV ("*Clinical Target Volume*"). La glándula prostática más un margen de 3 mm realizado con expansión automática alrededor de la misma, excepto en la zona posterior, en contacto con la pared rectal, que se deja a 0 mm.
- PTV *("Planning Target Volume*"). Es igual al CTV.

y para los órganos de riesgo (OR):

- Uretra prostática. Visualizada a partir de la sonda urinaria.
- Recto. Se visualiza bien la pared anterior del recto, con la sonda de US transrectal. Se puede delinear únicamente la pared externa del recto, aunque algunos radioterapeutas delinean además la pared interna.

4.3.2. HDR

Los implantes temporales de próstata con HDR, ofrecen la posibilidad de administrar dosis muy elevadas en determinadas zonas dentro de la glándula y dejar con menos dosis otras zonas con menor riego de diseminación, a partir del cálculo preciso de las posiciones de las fuentes y del tiempo de la fuente en cada una de ellas. Así pues, en la publicación de GEC/ESTRO-EAU (Kovacs y cols.

2005), se definen diversos tipos de CTV dentro de la próstata, delimitando las zonas que recibirán distintas dosis:

- CTV1. La totalidad de la glándula sin márgenes añadidos.
- CTV2. Zona periférica de la próstata, donde con más frecuencia se origina el tumor, y definida junto al borde de la próstata.
- CTV3. Áreas de infiltración visible de tumor.

Los órganos de riesgo (OR) son también, igual que para LDR, la uretra prostática y pared anterior del recto.

En la guía de consenso de la Sociedad Americana de Braquiterapia (Yamada y cols. 2012) no se hace ninguna clasificación en la definición de los volúmenes a tratar. Recomienda que la definición de volúmenes se ajuste lo mas fielmente posible a las recomendaciones del informe 58 de ICRU (ICRU 1997) y solo hace hincapié en el hecho de que la condición necesaria para obtener una buena planificación es haber hecho una precisa identificación de los volúmenes de la próstata, tejidos periprostáticos y vesículas seminales, así como de los órganos de riesgo.

5. Técnicas de implantacion LDR. Implantes permanentes

En la decada de los 60, se empezaron a hacer implantes permanentes de próstata con ^{125}I y ^{198}Au, solos, o combinados con Radioterapia externa, Pero no fue hasta los años 80 cuando empiezan los implantes "guiados por imagen" con la posibilidad de utilizar las nuevas técnicas de imagen, como los US y la TC. Cronológicamente hablando, la primera de ellas se desarrolló en los años 80, utilizando una sonda de ultrasonidos unidireccional, que, una vez colocada por vía rectal, permite obtener imágenes de cortes transversales de la próstata. Esta técnica fue desarrollada por Blasko y su equipo (Blasko y cols. 1987) y se le llama también el Método de "*Seattle*" o técnica de "*pre-plan*". En la década de los 90, en el *Memorial Sloan Kettering Cancer Center* se desarrolló una técnica basada únicamente en imágenes de TC de la próstata, que, juntamente con un software especial definía una planificación de las semillas. Esta técnica se usa en muy pocos centros. Posteriormente, Stock (Stock y cols. 1995) y Stone (Stone y cols. 1995) desarrollaron otro método utilizando una sonda de ultrasonidos biplanar que permite la obtención de imágenes de la próstata en tres dimensiones. Esta técnica no requiere de preparación previa de la colocación de las semillas, sino que se realiza en el mismo momento de la adquisición de las imágenes. Se le llama "*Real Time Method*". Así pues, actualmente, se utilizan preferentemente dos tipos de técnicas para la realización de los implantes permanentes con semillas.

A pesar de que el grupo de Braquiterapia de la ESTRO recomienda el sistema "*real time*" como la modalidad de elección para la realización de los implantes permanentes con semillas, la guia de consenso de la Sociedad Americana de Braquiterapia (ABS) publicada en el año 2012 (Davis y cols. 2012), menciona ambos procedimientos de implantación pero no recomienda ninguno de ellos como procedimiento de elección.

5.1. Método de "*Seattle*" o técnica del "*pre-plan*"

Como se ha citado anteriormente, esta técnica se basa en la adquisición de imágenes de la próstata mediante US, introducirlas en un ordenador y realizar una planificación que consiste en determinar la actividad adecuada de las semillas y su distribución espacial dentro de la próstata, para conseguir la distribución de dosis absorbida adecuada. Posteriormente, en el momento del implante, se introducirán las agujas con las semillas en las posiciones previamente definidas en la planificación, con la ayuda de las coordenadas definidas por la rejilla perineal.

5.1.1. Dosimetría preimplante

Teniendo el estudio volumétrico del paciente introducido en el sistema de planificación se trata de colocar una serie de semillas, o bien de ^{125}I o bien de ^{103}Pd a lo largo y ancho del volumen de la próstata de forma que se consiga el cubrimiento de la misma por la dosis absorbida prescrita, preservando los órganos críticos, en especial la uretra, que se encuentra posicionada en la parte central de las imágenes prostáticas. Una vez definidos los distintos volúmenes (GTV, CTV, PTV) y los órganos de riesgo (OR) en los distintos cortes, el programa superpone la imagen de la rejilla sobre cada uno de ellos. Se procede a posicionar las semillas de forma que se obtenga un cubrimiento óptimo del PTV dibujado, preservando la uretra.

Para hacer una planificación "directa" existen tres modelos básicos de distribución de las fuentes denominados:

- Distribución uniforme: consiste en espaciar las semillas 1 cm de centro a centro a través de toda la próstata. Requiere un número alto de semillas de baja actividad y resulta en dosis absorbidas relativamente altas en el centro de la próstata.
- Distribución periférica: las semillas se limitan preferentemente a la periferia de la próstata. Requiere un aumento sustancial de la actividad de las semillas y el objetivo final de la planificación es suministrar una dosis absorbida mínima a la uretra, y que la próstata reciba una dosis absorbida por encima de la mínima prescrita.

- Distribución periférica modificada.

Las reglas para la distribución periférica modificada, que es una intermedia entre las dos primeras, son:

- La primera imagen a rellenar con semillas, será la correspondiente a la base de la próstata. En ella se cubrirán con semillas todas las posiciones permitidas que envuelvan a la misma.
- En la siguiente imagen se posicionarán las semillas en forma de "herradura" dejando libres las posiciones más próximas a la uretra. Y así, para el resto de imágenes, se irán alternando ambos tipos de distribución.
- Las distancias entre las posiciones de las semillas en el volumen, serán de 1 cm como mínimo, tanto en dirección longitudinal como en transversal. Para ello, el sistema de planificación va indicando las posiciones en las que ya hay semillas colocadas.

Sin embargo, actualmente, los sistemas de planificación incorporan la posibilidad de "planificación inversa", de modo que es el propio sistema quien define la posición de las fuentes en función de parámetros dosimétricos definidos previamente. Una vez obtenida la planificación se puede modificar a voluntad si se desea mayor cubrimiento en algunas zonas, o liberar más uretra, etc.

La dosis absorbida que se suministra con esta técnica, siguiendo las recomendaciones del documento AAPM TG 64 (Yu y cols. 1999) y de ESTRO/EAU/EORTC (Salembier y cols. 2007) es de 145 Gy (o de 160 Gy en algunos centros) en la isodosis 100% para las semillas de ^{125}I y de 125 Gy para el ^{103}Pd. Dichos valores de dosis absorbidas prescritas presuponen que los cálculos se realizan siguiendo el formalismo "TG43" y con los parámetros dosimétricos adecuados a cada tipo de fuente.

La guía de consenso de la Sociedad Americana de Braquiterapia (ABS) publicada en 2012 (Davis y cols. 2012), hace las siguientes recomendaciones sobre las dosis absorbidas de prescripción para los implantes permanentes de próstata, según el tipo de semilla utilizado, y según el tipo de tratamiento (monoterapia o en combinación con Radioterapia externa):

Para el ^{125}I	Monoterapia:	140 – 160 Gy
	Combinación:	41,4 – 50,4 Gy (1,8 Gy/sesión) con Radioterapia externa
		108 – 110 Gy con Braquiterapia
Para el ^{103}Pd	Monoterapia:	110 – 125 Gy
	Combinación:	41,4 – 50,4 Gy (1,8 Gy/sesión) con Radioterapia externa
		90 – 100 Gy con Braquiterapia

5.1.2. Datos anatómicos a tener en cuenta

La uretra atraviesa la próstata y es la estructura más sensible a posibles cambios de la distribución planificada de las semillas. Conviene hacer coincidir la línea vertical D de la rejilla con la posición de la uretra y mantener todas las posiciones posibles en esa línea vacías de semillas, pues esto facilita la distribución simétrica de las semillas en la próstata y además obliga a mantener esta columna libre, de forma que el día del implante se libere la uretra.

El recto es otro órgano a tener en cuenta a la hora de la valoración de la distribución de la dosis absorbida. Su proximidad a la parte posterior de la glándula prostática hace que deba buscarse un compromiso entre el cubrimiento de la próstata y la dosis absorbida que va a recibir la superficie del recto que se encuentra en contacto.

La vejiga se observa en las imágenes próximas a la base de la próstata y puede plantear problemas para las primeras semillas que deben dejarse en ella.

El arco púbico puede hacer interferencia en la colocación de las semillas en el implante real, por lo tanto conviene que sea dibujado en las imágenes para valorar su posible interferencia. Conviene que esta interferencia (si la hay) sea menor del 8%, y en caso de que la interferencia sea importante, puede valorarse un tratamiento hormonal temporal previo (bloqueo androgénico completo), de forma que el tamaño de la próstata disminuya y sea factible realizar el implante (Seattle Prostate I. 1999).

5.1.3. Cálculo dosimétrico y aceptación de la distribución de dosis absorbida.

Siguiendo las normas antes descritas, se calcula la distribución de dosis absorbida, con el programa adecuado y teniendo introducidas las características dosimétricas del material radiactivo que se haya elegido, siguiendo las recomendaciones del formalismo TG43. El mantenimiento de estos parámetros base en el sistema de planificación asegurará el correcto cálculo de las distribuciones de dosis absorbida. La TKRA por semilla de ^{125}I empleada en los implantes, varía según los centros, aunque en general, cuanto mayor es el tamaño de la próstata, menor es la actividad de las semillas empleadas.

Se analiza la dosimetría imagen por imagen (véase la figura 4), verificando que la isodosis de cubrimiento del PTV sea la de la dosis absorbida de prescripción y controlando que las dosis absorbidas que reciben la uretra y el recto no sobrepasen los valores recomendados. También se valoran los histogramas dosis-volumen (Figura 5) para el PTV, la próstata y la vejiga (Bice y cols. 1998; Yu y cols. 1999).

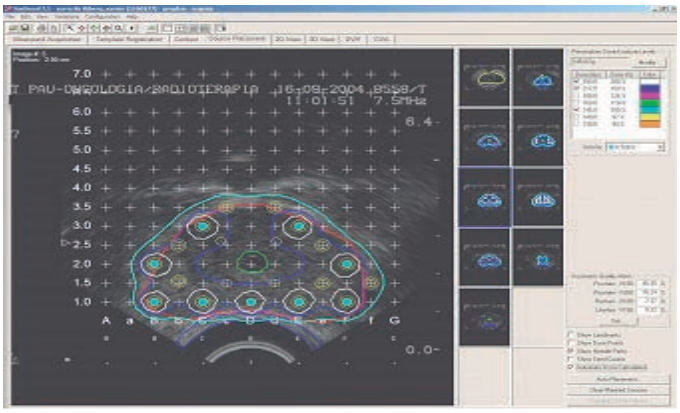


Figura 4. Distribución dosimétrica en los cortes axiales.

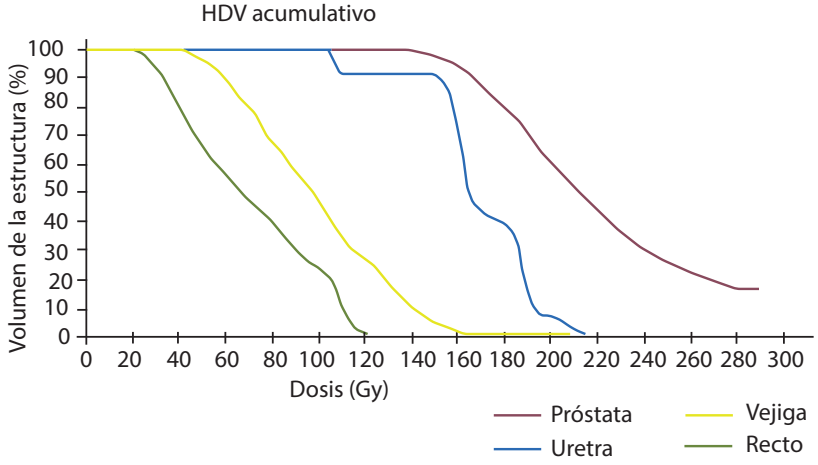


Figura 5. Histogramas dosis-volumen.

Existen recomendaciones para valorar los parámetros dosimétricos y los volúmenes de un implante, en vistas a optimizar la dosimetría y minimizar la dosis absorbida a los órganos de riesgo, como por ejemplo las publicadas por la ABS (American Brachytherapy Society) (Nag y cols. 1999). Las recomendaciones más recientes son las publicadas por ESTRO/EAU/EORTC (Salembier y cols. 2007) y AAPM TG 137 (Nath y cols. 2009), y son las siguientes:

- Para el GTV: ha de ser englobado por la isodosis 150%
- Para el CTV (que es igual al PTV): V100 ≥ 95%, D90 > 100%, V150 ≤ 50%

- Para el recto: $D_{2\ cm^3} \leq 145$ Gy, $D_{0,1\ cm^3} < 200$ Gy
- Para la uretra: D10<150%, D30<130%

Hay publicaciones que muestran que en el caso de que el implante no se realice como monoterapia, sino que se combine con Radioterapia externa (45 Gy habitualmente), la restricción dosimétrica de la uretra D10 menor que 150%, debería de restringirse a D10 menor que 135% (Lliso y cols. 2010).

Si los valores se aceptan, se procede a registrar los datos, pues serán la base para la preparación de las semillas el día del implante y para la implantación de las mismas en el paciente. Así mismo, se solicitan las semillas a la firma suministradora en la cantidad prevista más aproximadamente un 10% del número total de semillas necesarias para el implante.

5.1.4. Realización del implante

El implante se realiza unas dos semanas después de haber hecho el estudio dosimétrico previo. Existen diferentes técnicas para realizar el implante transperineal permanente con semillas de ^{125}I y/o de ^{103}Pd.

- Si las semillas están sueltas, se posicionan en un portasemillas, aplicador de MICK (Figura 6), el cual, guiado por ultrasonidos, permite depositarlas allá donde está previsto que sean depositadas basándonos en la distribución preimplante.

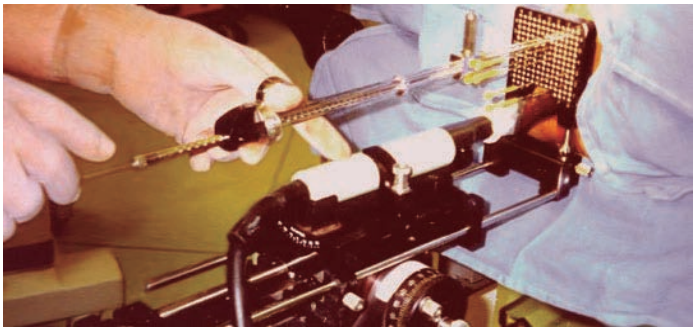


Figura 6. Aplicador de ***"Mick"*** (Mick Radio-Nuclear Instruments).

- Si las semillas se presentan en el formato *"Rapid Strand"* en el que van unidas unas a otras mediante un hilo reabsorbible, el proceso es más laborioso. Primeramente, las agujas portadoras se sellan con un material sólido, que funda a la temperatura corporal, como puede ser la cera de hueso, el anusol etc. A continuación, para cada posición de la rejilla se tendrá una aguja portadora, en la que se colocará la

secuencia de semillas, obtenida del plan de dosimetría preimplante (Figura 7).

Todas estas manipulaciones se realizan en condiciones de esterilidad.

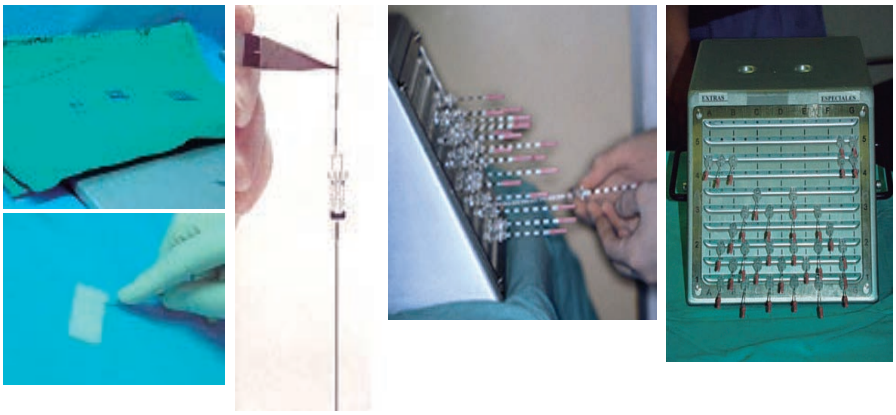


Figura 7. Preparación de las agujas portadoras de semillas.

Actualmente, algunos fabricantes ofrecen la posibilidad de implantar semillas ligadas, en un formato más versátil que el que ofrece el "*Rapid Strand*". El sistema "*ProLink*", de BARD, por ejemplo, permite "componer" trenes de fuentes espaciadas a voluntad dentro de cada aguja, intercalando fuentes activas y espaciadores, de modo que se puedan implantar como fuentes ligadas, sin tener el condicionante de la separación fija de 5 mm entre fuente y fuente.

5.1.5. Ventajas e inconvenientes de la técnica del "*pre-plan*"

Dependiendo del equipamiento técnico de que se disponga para hacer los implantes LDR, la técnica del "*pre-plan*" es la técnica de elección.

- Los implantes transperineales de próstata, basados en la utilización de una sonda de US que proporciona imágenes en un solo plano (bidimensionales), tienen la limitación de la falta de información sobre la dimensión de la glándula en sentido craneo-caudal, y de no poder visualizar ni la posición ni el movimiento de las agujas en esta dirección. Por tanto, necesitan de un elaborado "*pre-plan*" para obviar este inconveniente técnico.
- Puesto que no se puede hacer el cálculo sobre la posición real de las fuentes implantadas, porque no se visualizan sobre las imágenes de US, es mejor conocer de antemano su posición para una correcta distribución de dosis absorbida.

- Tiene también la ventaja de que permite pedir con anterioridad el número y la actividad de las semillas que se necesitan, y sobre todo, en el caso de utilizar semillas en "*rapid-strand*", las agujas ya van preparadas con el numero de fuentes adecuado en el momento del implante.

Sin embargo, tiene también varios inconvenientes:

- Es necesario que la posición del paciente se reproduzca perfectamente entre los dos pasos de la técnica: la adquisición de volúmenes y la realización del implante.
- No puede tener en cuenta los cambios en la forma de la próstata que pueden ocurrir entre los dos pasos de la técnica, bien sean debidos a los posibles cambios de volumen de la vejiga y el recto, o bien a la distinta compresión que pueda sufrir por parte de la sonda transrectal de ultrasonidos.
- Tampoco puede tener en cuenta los cambios que sufre la forma y el volumen de la próstata mientras se van insertando las agujas en su interior.

5.2. Técnica de implantes en "tiempo real" o "*Real Time*"

Como se ha citado anteriormente, Stock (Stock y cols. 1995) y Stone (Stone y cols. 1995) desarrollaron una técnica de implantación llamada "*Real Time*", cuya principal característica es que realiza la planificación dosimétrica en el mismo momento de la implantación de las semillas, sin necesidad de un "*pre-plan*" previamente determinado. Esto solventa pues los inconvenientes previamente mencionados de la técnica del *"pre-plan"*, relativos a los cambios de volumen de la próstata y de la no coincidencia de las imágenes y los volúmenes entre el estudio volumétrico y el implante.

Al igual que la técnica del *"pre-plan"*, requiere de una obtención de imágenes, que se realizan con un sistema de US que permite adquirir imágenes sagitales y transversales de la próstata. Las imágenes se transfieren al sistema de planificación en el que se dibujarán los contornos de la próstata, la vejiga, la uretra y el recto en cada una de ellas, y se determinará el volumen de la glándula prostática. A continuación se realiza la planificación, determinando las posiciones de las semillas para una correcta distribución de dosis absorbida y se procede a realizar el implante.

Con esta técnica, puede usarse tanto el ^{125}I como el ^{103}Pd. La actividad total que ha de ser implantada se calcula mediante unas tablas ("nomogramas") que dan el valor de la actividad en función del volumen de la próstata, para dar una

dosis absorbida periférica de 145Gy o 160 Gy para el ^{125}I (dependiendo de los centros) y de 115 Gy para el ^{103}Pd, siguiendo los principios de Paterson y Parker. Una reciente publicación (Pujades y cols. 2011) revisa el uso de nomogramas en tres instituciones distintas y concluye que además de ser usados para calcular el número se semillas, pueden convertirse también en una herramienta de control de calidad. En esta publicación se obtienen además, nomogramas para implantes HDR.

En la técnica del "*Real Time*" las semillas se depositan en la próstata generalmente mediante el aplicador de Mick (Figura 6). El aplicador es acoplado a cada aguja y las semillas se van implantando individualmente, retirando la aguja en sentido craneo-caudal para depositar cada semilla en una posición "en hilera", y guiándose con una imagen sagital de US. El sistema se basa en un concepto dosimétrico simple, colocando entre el 60% y el 70% de la actividad total del implante en la periferia de la glándula, y el resto en el interior de la misma. Además, la posibilidad de visualizar la posición de cada aguja y de las semillas en tres dimensiones, permite, si se dispone del equipamiento adecuado, optimizar la distribución de las mismas en tiempo real, adaptándose en cada momento a la forma y volumen de la glándula prostática.

Sin embargo, actualmente también puede realizarse esta técnica con fuentes ligadas, bien sea en el formato "*Rapid Strand*", o bien mediante el sistema de semillas ligadas, construidas por el propio usuario, resultantes de la composición de fuentes-espaciadores, como el sistema "*ProLink*" de BARD, por ejemplo.

Los recientes avances tecnológicos implementados en los sistemas de imagen y en los sistemas de planificación y cálculo, han hecho posible mejorar la calidad de los implantes, permitiendo recalcular distribuciones de dosis, introduciendo modificaciones en el implante, y recalculando en función de posibles discrepancias observadas respecto a las posiciones reales esperadas durante el implante. Según el tipo de prestaciones de que se disponga, hoy en día se pueden distinguir varias maneras de realizar un implante con la técnica de "*Real Time*":

5.2.1. Planificación intraoperatoria en tiempo real

Todo el proceso, desde el estudio con US, hasta el cálculo de las dosis absorbidas y el implante de las semillas, se realiza en el propio radioquirófano, con el paciente en la misma posición. Tiene pues la ventaja de que no se necesita posicionar al paciente dos veces, ni hacerle dos estudios ecográficos. Sin embargo, mediante este método no es posible corregir posibles desviaciones de las agujas durante su implantación (trabaja con las posiciones teóricas de las agujas sobre la plantilla), o cambios en la geometría de la próstata durante el acto quirúrgico.

5.2.2. Planificación interactiva

Es el mismo proceso que para la intraoperatoria en lo que se refiere al estudio previo, pero el cálculo se basa en las posiciones reales de cada una de las agujas utilizadas en el implante. Es decir, que si una aguja se reposiciona por el motivo que sea, o se desvía de su posición teórica, el sistema de planificación recalcula la distribución de la dosis absorbida para la nueva configuración. Si es necesario, se pueden añadir o suprimir semillas manualmente y se recalculan las nuevas distribuciones de dosis absorbida y los HDV. Sin embargo, el cálculo de la distribución de dosis absorbida está basado en la posición de las agujas, y por tanto, en este caso como en los anteriores, no se podrán tener en cuenta cambios de posición de las semillas que puedan producirse al retirar las agujas.

5.2.3. Cálculo dinámico de dosis absorbida

En este último caso, la distribución de dosis absorbida producida por las semillas se calcula a medida que estas se implantan en la próstata. El movimiento de la próstata durante las inserciones, así como los cambios en el volumen y la forma de la próstata, son tenidos en cuenta. Por lo tanto, se pueden identificar inmediatamente zonas frías o calientes que se pueden corregir con las siguientes semillas a implantar. Sin embargo, debe decirse que en la práctica, aunque algunos sistemas de planificación ya lo permiten, esta modalidad no se realiza debido a las dificultades de visualización de las semillas en la imagen de ultrasonidos. (Nótese sin embargo, que como se verá más adelante, en las técnicas de HDR, esto resulta más sencillo, puesto que solo deben visualizase las agujas en lugar de las semillas, y esto es más fácil con los ultrasonidos). Es pues el sistema de imagen, que no el de cálculo, la limitación mayor para el uso de este tipo de planificación en implantes con semillas de baja tasa de dosis en próstata.

El grupo PROBATE de la GEC-ESTRO publica una exhaustiva revisión de las técnicas de imagen y de planificación en todas las técnicas de implantes permanentes de próstata en tiempo real (Polo y cols. 2010).

5.3. Sistema *"Fully Integrated Real Time Seed Treatment"* (FIRST^{TM})

Este sistema, comercializado en Europa por la firma Nucletron-Elekta desde 2001, se está introduciendo también en nuestro país, y son ya varios los usuarios que lo utilizan. El sistema FIRST^{TM} consiste en un sistema de planificación intraoperatorio interactivo y de un sistema dispensador de semillas para Braquiterapia de próstata. Al igual que todos los demás sistemas de implantes de próstata con semillas guiados por imagen transrectal de US, el sistema FIRST^{TM} utiliza también una sonda de US, agujas y semillas. Pero es único en las siguientes características:

- Utiliza un cargador de semillas con control remoto *(SeedSelectron)*.

  En los procedimientos convencionales de Braquiterapia de próstata, los "trenes" de semillas se construyen manualmente y son verificadas por el físico. Sin embargo, el *SeedSelectron* incorpora una matriz de diodos que verifica la secuencia construida y controla la actividad de las semillas.

- Realiza una reconstrucción de la anatomía 3D a partir de imágenes adquiridas con una sonda de US bimodal, que funciona con movimiento rotacional continuo controlado electromecánicamente (*ECRM: endocavity rotacional mover*).

  Usando el *ECRM* las imágenes de los cortes de US se pueden readquirir cuantas veces sea necesario durante el implante, y por tanto, se actualiza el tamaño y la forma de la próstata en cada momento.

- Integra el cargador automático de semillas con el movimiento electromecánico de la sonda de ultrasonidos con lo cual se controla todo el proceso clínico con un único sistema.

- La transferencia de información del sistema de planificación y del sistema de carga de semillas se realiza de modo automático.

- Finalmente, este sistema utiliza un sistema automático de carga diferida para introducir las semillas en el paciente.

La sonda de US, el sistema de movimiento rotacional de la misma *(ECRM)* y el "*SeedSelectron*" se muestran en la figura 8.

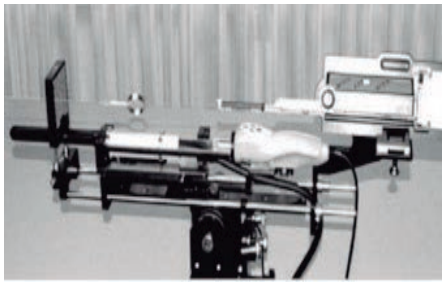


Figura 8. Sonda de ultrasonidos, rejilla, *ECMR* y "*SeedSelectron*".

Así pues, el sistema FIRST™ de Nucletron-Elekta, consiste en el "*SeedSelectron*", el hardware asociado y dos entornos de software. Estos dos entornos de software son: SPOT PRO *(Sonographic Planning of Oncology Treatment)*, para la adquisición de las imágenes, la planificación del tratamien-

to y el cálculo de la dosis absorbida (o sea, es el "sistema de planificación") y el "*SeedSelectron*" que controla la preparación y la administración del tratamiento ("carga diferida automática"). El sistema de planificación SPOT PRO permite un seguimiento guiado de las agujas 4D y actualizaciones del cálculo de dosis absorbida en tiempo real, o sea, un implante interactivo.

Los cartuchos que contienen las fuentes de I^{125} comercializadas por Nucletron "*selectSeed*" y los que contienen los espaciadores "*selectSpacer*" se acoplan con el catéter de carga diferida como se ilustra en la figura 9. Las semillas se adquieren de una determinada actividad y en un determinado número (hasta 100 por cartucho) para cada implante. Los datos dosimétricos completos para estas semillas de Nucletron *(selectSeed)* han sido publicados por Karaiskos (Karaiskos y cols. 2001), y disponiéndose en la actualidad de datos de consenso publicados por la AAPM (Rivard y cols. 2007).

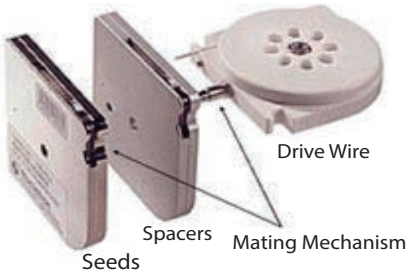


Figura 9. Cartuchos de fuentes y espaciadores.

Para la verificación de la TKRA de las semillas, una matriz de 16 diodos previamente calibrados (mediante la extracción de una semilla e introduciendo el valor de su TKRA, obtenida con una cámara de pozo calibrada), mide la actividad de todas las fuentes en el momento en que se pasan del cartucho al elemento de composición, confirmando la secuencia semilla-espaciador cuando cada tren va a colocarse a la aguja correspondiente, y midiendo la "actividad" de cada una de las semillas. En caso de fallo en la composición o en la actividad de las semillas detectada por la matriz de detectores, cualquier tren de semillas-espaciadores se puede también depositar en cualquier momento, bien en un inserto de cámara de pozo, o bien en un contenedor de residuos si se desea rechazar.

A la hora de cumplir las recomendaciones de la AAPM-ESTRO, en la verificación de la TKRA en implantes con este sistema de carga diferida, se plantean problemas prácticos significativos. Recientemente se ha propuesto una

solución a los mismos, que ha sido aceptada por Nucletron (Pérez-Calatayud y cols. 2012b).

Todo el sistema FIRST se ha sometido a una exhaustiva evaluación técnica para valorar el grado de cumplimiento con los *"Task groups reports"* publicados de la AAPM: nº 43 (Nath y cols. 1995), nº 53 (Fraass y cols. 1998), nº 56 (Nath y cols. 1997), nº 59 (Kubo y cols. 1998a) y nº 64 (Yu y cols. 1999). Los resultados de este trabajo han sido publicados (Rivard y cols. 2005).

6. Técnicas de implantacion HDR. Implantes temporales

Los implantes temporales de próstata transperineales, se vienen realizando ya desde los años 80, y actualmente se están consolidando avalados por los resultados clínicos.

Son implantes temporales, y siempre de carga diferida automática. El implante, guiado por US, consiste en este caso en la introducción de los catéteres que se conectarán al equipo HDR (Figura 10). Como en toda técnica de HDR, una única fuente de ^{192}Ir (o de ^{60}Co, en algunos sistemas en la actualidad) se transfiere desde su contenedor blindado al interior de los catéteres situados dentro de la próstata, ocupando diferentes posiciones en cada uno de ellos. Las posiciones dentro de cada catéter y el tiempo en que permanece en cada una de ellas, se han determinado perfectamente y previamente, mediante la planificación dosimétrica.

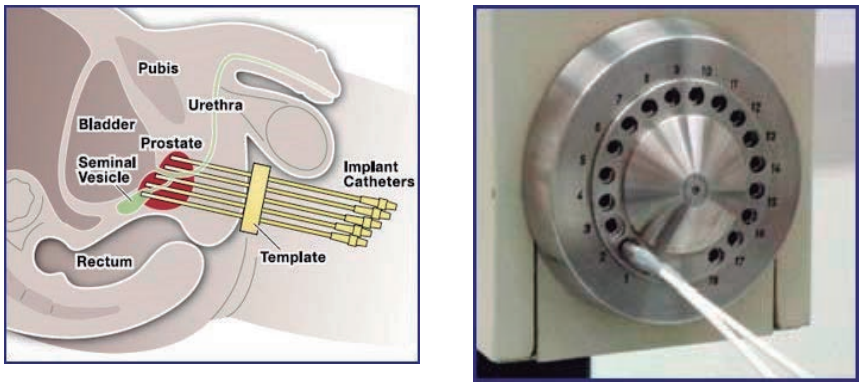


Figura 10. Esquema de un implante HDR, y conexión de los catéteres al sistema de carga diferida automática.

Para los implantes temporales existen numerosos protocolos, en los que se proponen diferentes dosis absorbidas de prescripción, combinación o no

con Radioterapia externa, número de fracciones, dosis absorbida por fracción y fracciones con el mismo implante, etc. En el documento de consenso GEC/ESTRO-EAU (Kovacs y cols. 2005) se recogen como **fraccionamientos** más generalizados los siguientes: de 6-10 Gy/fracción (rango 3-10) al CTV1, con una dosis absorbida total con Braquiterapia de 12-20 Gy, dada en 2-4 fracciones, combinando con Radioterapia externa de 45-54 Gy en 6-7 semanas. Para la zona periférica, CTV2, las dosis prescritas aumentan hasta 15-20 Gy/fracción. En los casos de más de una fracción por implante, recomiendan la modificación de la dosimetría antes de cada fracción si es necesario.

Valores típicos **objetivo** en las planificaciones de HDR (Ouhib 2005):

- D90 debería quedar comprendido entre el 105% y el 115% de la dosis absorbida prescrita.
- V100 debería quedar comprendido entre el 98% y el 100% del volumen del PTV.
- La dosis absorbida a cualquier segmento del recto debería ser menor que el 75% de la dosis absorbida prescrita.
- El cuello de vejiga debería recibir una dosis absorbida entre el 80% y el 85% de la dosis absorbida prescrita.
- La dosis absorbida en uretra debe mantenerse por debajo del 120% de la dosis absorbida prescrita.

Generalmente, los implantes HDR usan las imágenes de TC para la localización de las agujas, la adquisición de los datos anatómicos, y el cálculo de las distribuciones de dosis absorbidas, utilizando la ecografía solamente como guía para la inserción de las agujas en el momento del implante. Pero esta técnica tiene una serie de inconvenientes que pueden afectar a su incertidumbre, y de ahí que en la actualidad sea también posible la realización de todo el proceso de localización, planificación y tratamiento, sólo a partir de las imágenes de US, conservando pues el paciente la misma posición durante todo el proceso.

A esta última modalidad se le llama, **HDR en tiempo real**, y las ventajas que presenta respecto de la primera son:

- Reducción del tiempo requerido para la planificación y el tratamiento.
- Facilidad en la colocación de las agujas vectoras, ya que lo facilita el propio sistema de planificación.
- Realización del implante y simultánea obtención de la planificación, lo que permite una evaluación de la calidad de forma inmediata.

- En los centros en los que el implante puede realizarse en el recinto blindado del equipo de HDR, esta modalidad resulta de una eficiencia óptima.

En los casos en los que se administra más de una fracción por implante, se utilizan unos vectores plásticos que son más confortables para el paciente. Además, dado que se debe hacer un control o incluso rehacer la planificación para la segunda fracción, tienen la ventaja de no producir artefactos en la TC, que normalmente sería el sistema de imagen en que se basaría la localización y la planificación.

En el documento de consenso de la Sociedad Americana de Braquiterapia (ABS) para los implantes HDR de próstata (Yamada y cols. 2012), se presenta una extensa revisión de la literatura sobre todas las posibilidades de tratamiento con Braquiterapia de próstata HDR, con los distintos centros que la realizan, numero de pacientes, tiempo de seguimiento, tipo de tratamiento (monoterapia o combinado con Radioterapia externa), dosis por fracción, número de fracciones, etc. A la vista de tanta diversidad de posibilidades en la dosis absorbida prescrita, fraccionamientos, etc., y dado que los resultados obtenidos son siempre muy buenos, concluye que no se puede recomendar un esquema de tratamiento en concreto, ni tampoco dar ningún criterio sobre tolerancia de los tejidos sanos. Concluye, que a la luz de los cada vez más numerosos trabajos que van apareciendo en la literatura con muy buenos resultados a largo plazo, en términos de un excelente control tumoral y aceptables efectos secundarios, la Braquiterapia de próstata HDR es hoy en día una modalidad de tratamiento bien establecida e importante para el tratamiento del cáncer de próstata.

7. Ventajas e inconvenientes del implante temporal frente al permanente

La selección de HDR frente a LDR o viceversa depende de aspectos clínicos del caso, tal como puede verse en las recomendaciones de GEC/ESTRO-EAU (Kovacs y cols. 2005).

Las ventajas del implante temporal frente al permanente son (Kovacs y cols. 2005):

- Mayor exactitud en el posicionamiento de la fuente tras implantar las agujas vectoras.
- No hay movimiento de la próstata durante la irradiación, ni problema de edemas ni la posible migración de fuentes, existentes en LDR.

- Posibilita el ajuste de posiciones y tiempos a lo largo de las agujas vectoras, lo que permite la optimización en la adaptación al volumen de tratamiento y órganos de riesgo.
- Menor coste que la LDR.

Sin embargo, entre los inconvenientes de las técnicas de HDR cabe citar el hecho de que habitualmente se necesitan varias fracciones, lo que conlleva un aumento considerable de la carga de trabajo por paciente. Sin embargo, en la actualidad ya existen protocolos, que se aplican en diversos centros, que contemplan una sola fracción de HDR. Uno de los mas extendidos, consiste en administrar una dosis absorbida entre 46 Gy y 50 Gy con Radioterapia externa y luego una fracción de 15 Gy con HDR. En otros casos, se aplican 60 Gy con Radioterapia externa y 9 Gy con HDR.

8. Aspectos de Radioprotección

Implantes permanentes LDR

Ya que en este tipo de implantes con semillas, bien sean de ^{125}I o de ^{103}Pd, el material que se emplea es radiactivo, aunque con baja tasa de fluencia energética, deberán tomarse desde el punto de vista de la radioprotección todas las medidas adecuadas en función de la actividad total implantada, tanto para el personal, como del paciente y del público en general.

El número de semillas deberá controlarse en las diferentes fases de preparación e implantación, de forma que se realicen recuentos que impidan el deterioro o pérdida de las mismas sin apercibirse del hecho. Al final del implante puede realizarse una cistoscopia para prevenir que alguna semilla se haya alojado en la vejiga o en la uretra. Podría suceder que la semilla se elimine accidentalmente por el agua de la cistoscopia, en cuyo caso conviene poner un filtro para que esta no se precipite en el cubo de recogida (existen protectores estériles empleados en urología que cumplen esta función de filtrado).

El paciente será informado del material del que es portador al finalizar el implante y se le entregarán unas normas de protección a seguir en los días posteriores al implante así como a lo largo del primer mes, tanto para él como para sus familiares más próximos.

Se deben evaluar los niveles de dosis alrededor del paciente cerca de la pelvis y en diferentes puntos a una distancia de 1m alrededor de la zona del implante, así como en todas las dependencias involucradas en la preparación y realización del implante.

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP 2006) concluye que la dosis a los familiares resulta muy por debajo del limite de 1 mSv, por lo que no son necesarias medidas sistemáticas para los mismos. Sin embargo, más por razones de "tranquilidad" que de radioprotección, se recomienda limitar el tiempo que el paciente pueda tener niños sentados sobre él, así como contactos con mujeres embarazadas por largos periodos de tiempo. La excepción a la regla es el caso en que la pareja del paciente esté embarazada al tiempo del implante, y en esa situación deben realizarse medidas a 30 cm de la pared pélvica anterior. Si resultan superiores a 30 μSv/h deben adoptarse precauciones especiales tales como aumentar la distancia o usar camas separadas hasta la finalización del embarazo.

Respecto a la migración, aunque la probabilidad es muy baja, esta puede dirigirse hacia los pulmones o hacia el exterior por la orina o semen. La migración hacia el pulmón suele producirse en los primeros días tras el implante, por lo que es habitual la realización de una radiografía de tórax en la primera visita posterior al mismo. ICRP recomienda filtrar la orina los primeros 3 días, aconseja instruir al paciente que no debe tocar las semillas, que debe utilizar pinzas y guardarlas en un contenedor que se le suministre en el Hospital, que suele ser en el que se reciben las semillas, o en un vial de vidrio. Si la pérdida es posterior a los 3 días no es necesaria su recogida y se pueden dejar en el retrete y haciendo correr el agua. ICRP recomienda usar preservativo durante 2 semanas tras el implante o en las primeras 5 eyaculaciones.

Respecto a la cremación, se permite tras un año del implante. Antes de este periodo se debe extraer previamente la próstata o tomar precauciones especiales para el personal involucrado (uso de guantes y protección respiratoria), colocando al paciente en un recipiente sellado hasta al menos 1 año tras el implante. Las cenizas no pueden esparcirse al ambiente hasta que hayan transcurrido al menos 10 periodos de semidesintegración.

Implantes temporales HDR

Se tomarán todas las medidas de radioprotección generales aplicables a los demás tipos de implantes HDR (como los ginecológicos, por ejemplo), y dependerán sobre todo del tipo de sistema de imagen que se emplee en el radioquirófano.

Para el personal de enfermería, estos implantes representan seguridad total desde el punto de vista de protección radiológica puesto que el paciente no tiene fuentes radiactivas mientras está en la sala de hospitalización y el tratamiento se realiza en una sala especialmente dedicada.

En ambos casos

En general, el personal empleará mamparas, delantales plomados siempre que en el implante se emplean sistemas de fluoroscopia en apoyo, y demás elementos que se consideren necesarios (pinzas largas, etc.) para la consecución de la filosofía ALARA en todos los pasos que comporta la técnica. Debe ser un personal que conozca perfectamente el material con que está trabajando, se le aplicará el reglamento sobre protección sanitaria contra las radiaciones ionizantes (RD 2001), realizando un seguimiento de su dosimetría personal tanto corporal como de extremidades (manos), en la medida de su misión en la técnica.

9. Valoración de la dosimetría clínica. Informes dosimétricos (“*post-plan*”)

9.1. Implantes LDR. Dosimetría posimplante

En los días posteriores al implante pueden presentarse problemas urológicos que se deberán resolver por el especialista correspondiente, y por tanto, la valoración final del implante, es decir la distribución de dosis absorbida resultante de la aplicación real, debe de realizarse pasado algún tiempo después del implante. Siguiendo las recomendaciones internacionales esta valoración se realiza mediante un estudio de tomografía computarizada (TC) (Yu y cols. 1999) o más recientemente se recomienda la fusión de imágenes TC-RM (Salembier y cols. 2007).

A pesar de que actualmente está vivo el debate sobre la necesidad, o no, de esta posplanificación cuando el implante se realiza mediante planificación interactiva, lo cierto es que todas las recomendaciones van en la línea de su mantenimiento. El documento AAPM TG 137 (Nath y cols. 2009), concluye que todos los implantes deben de valorarse mediante una dosimetria posimplante, inclusive aquellos que se hayan realizado con técnicas intraoperatorias en tiempo real. El estudio de imagen y valoración dosimétrica final debe practicarse en el momento óptimo después del implante, cuando la próstata vuelve a su estado estable puesto que la “agresión” que sufre la glándula prostática origina edemas y otro tipo de modificaciones de su tamaño y forma. Para el ^{125}I tradicionalmente se ha realizado el estudio posimplante entre 4 y 6 semanas después del implante. Para el ^{103}Pd y el ^{131}Cs, aunque muchos clínicos usan también el mismo periodo de 1 mes que para el ^{125}I, no es éste el tiempo óptimo nominal requerido debido a los diferentes valores de $T_{1/2}$ de estos dos

radionucleidos, comparados con el del ^{125}I. Así pues, el tiempo óptimo recomendado para hacer el estudio posimplante para el ^{103}Pd y el ^{131}Cs sería de 16 ± 4 dias y de 10 ± 2 días, respectivamente. Las mismas recomendaciones aparecen en la guía de consenso de la Sociedad Americana de Braquiterapia (ABS) publicada en 2012 (Davis y cols. 2012).

Para valorar el implante real practicado, algunos autores recomendaban la adquisición de imágenes de TC secuenciadas cada 5 mm a lo largo del volumen prostático (Willins y Wallner 1997). Pero mas recientemente (Nag y cols. 2000) recomienda espesores de corte no superiores a 3 mm, y si es posible (Salembier y cols. 2007), combinar estas imágenes de TC con imágenes de RM para una mejor definición de los volúmenes blanco y los órganos de riesgo. Todas las imágenes se transmiten al sistema de planificación y se dibujan en ellas los volúmenes a considerar: la próstata, el PTV, la vejiga y el recto, en cada una de las imágenes transversales obtenidas.

Los sistemas de planificación diseñados para este propósito suelen disponer de un software que permite seleccionar un área de interés para la búsqueda de las semillas por contraste de densidades electrónicas y distancia entre semillas (Redpath 2002). Así, haciendo un barrido por las imágenes y áreas de interés seleccionadas se localizan y cuantifican las semillas.

Una vez que se tienen localizadas todas las semillas que se habían depositado en el implante, se realiza el cálculo para obtener la distribución de dosis absorbida real (Figura 11).

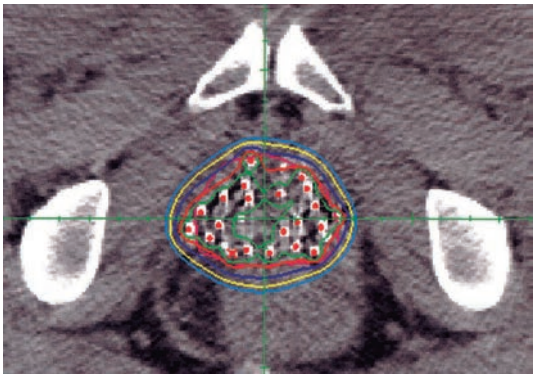


Figura 11. Distribución de dosis absorbida en un corte axial de la próstata.

9.1.1. Valoración de la dosimetría posimplante

Tal como se apuntaba en la introducción de este tema, los parámetros dosimétricos que dan información sobre el el nivel de calidad conseguido en el implante son:

- El D90, valor de la dosis absorbida que cubre el 90% del volumen total de la próstata, en Gy.
- El V100, valor del porcentaje de volumen de la próstata que ha recibido el valor de la dosis absorbida prescrita.
- El V150, valor del porcentaje de volumen de la próstata que ha recibido el 150% de la dosis absorbida prescrita.
- El V200, valor del porcentaje de volumen de la próstata que ha recibido el 200% o más de la dosis absorbida prescrita.

La valoración obtenida de los anteriores parámetros indicará si el resultado del implante ha sido óptimo o no (Wilkinson y cols. 2000; Stock y cols. 2000; Nag y cols. 2000).

La valoración de la dosis absorbida administrada a la pared anterior del recto por el implante también deberá cuantificarse, pues el riesgo de complicaciones a largo plazo puede aumentar si el nivel de dosis absorbida supera o sobrepasa el 100% de la dosis absorbida prescrita, en una extensión de la superficie considerable.

La publicación ESTRO/EAU/EORTC (Salembier y cols. 2007), hace las siguientes recomendaciones en cuanto a definición de volúmenes y valoración de dosis absorbidas en la dosimetria posimplante:

Volúmenes

- GTV. Casi siempre imposible de definir por la interferencia de las semillas.
- CTV y PTV. Propone dos definiciones:
  - CTV-P (próstata): definido por la cápsula de la glándula en la exploración radiológica.
  - CTV-PM (próstata + margen): definido por la glándula prostática con un margen de 3 mm en las tres dimensiones.
- Órganos de riesgo:
  - Recto: puede ser bien identificado tanto en las imágenes de TC (solo la pared externa) como en las de RM (tanto la pared externa como la interna).

- Uretra: la uretra prostática tiene pobre definición en las imágenes. Visible solamente tras la introducción de un catéter.

Parámetros dosimétricos

- Para el CTV-P y el CTV-PM:
  - Parámetros primarios: D90, V100 y V150.
  - Parámetros secundarios: V200, D100, tasa de dosis natural (NDR), índice de homogeneidad (HI) e índice de conformación (CI).
- Para los órganos de riesgo:
  - Parámetros primarios: D_{2cm^3} (para el recto) y D10 (para la uretra),.
  - Parámetros secundarios: $D_{0,1cm^3}$ y V100 (para el recto) y $D_{0,1cm^3}$, D30 y D5 para la uretra.

La guía de consenso de la Sociedad Americana de Braquiterapia (ABS) publicada en 2012 (Davis y cols. 2012) recomienda que se determinen los siguientes parámetros dosimétricos en la dosimetría posimplante:

- Para la próstata: D90 (en Gy y en %), V100 y V150 (en %).
- Para la uretra: V150 (en volumen), V5 y V30 (en %).
- Para el recto: V100 (en volumen).

9.1.2. Correlación entre los parámetros dosimétricos y el resultado obtenido

El seguimiento al paciente es imprescindible y se realiza mediante la valoración de los valores de PSA que hoy día es el indicativo de existencia de enfermedad local y a distancia. Si el índice de PSA comienza a subir se procedería a una valoración diagnóstica complementaria (Stock y cols. 1996; Hanlon y Hanks 2000).

Los parámetros dosimétricos llamados "primarios" son los que está demostrado que muestran una correlación con el resultado final del tratamiento. Así pues, el análisis de la dosimetría posimplante mostrará la concordancia entre la dosis absorbida prevista en el preimplante y la realmente administrada y será el indicativo de la calidad del implante en cuanto al cumplimiento de los objetivos dosimétricos que se pretenden:

- D90 igual o mayor que 140 Gy.
- V100 superior al 85%.
- V150 entre el 40 y el 60%.

- V200 entre el 10 y el 20%.

Estudios realizados sobre implantes efectuados en pacientes, revelan que el periodo libre de enfermedad a los 4 años es del 68% de los pacientes si D90 es menor que 140 Gy, mientras que es del 92% para pacientes con un D90 igual o mayor que 140 Gy (Stock y cols. 1998).

Este mismo autor realizando un análisis multivariante para aquellos parámetros que intervienen en el "fracaso" del implante como son, el valor de PSA, el estadio de la enfermedad, la valoración de los trastornos locales urológicos y la dosis absorbida, llega a la conclusión de que la dosis absorbida recibida es el factor pronóstico más importante (Stock y cols. 1998).

En caso de que el cubrimiento obtenido no sea el óptimo podría plantearse el realizar una irradiación externa localizada al órgano para tratar de alcanzar la dosis absorbida considerada como radical.

9.2. Implantes HDR

El documento GEC/ESTRO-EAU (Kovacs y cols. 2005), que publica las diversas recomendaciones para los implantes con HDR en próstata, da las pautas de valoración de los parámetros dosimétricos y especifica los datos que deben aparecer en el informe dosimétrico. Así pues:

- Respecto al **informe**, proponen seguir lo más fielmente posible las recomendaciones del informe **58 de ICRU** (ICRU 1997). Es decir: incluir el GTV, el CTV, la TRAK (tasa de kerma de referencia en aire total), la descripción de la técnica, la dosis absorbida prescrita *(PD),* por fracción y total, el volumen tratado *(TV)*, la dosis absorbida mínima en el PTV *(MTD)*, la dosis absorbida central promedio *(MCD),* el volumen de alta dosis absorbida (*HDV*), el índice de homogeneidad *(HI)* y el esquema temporal.
- En el caso de varios CTV es más difícil la aplicación del informe 58. Debe incluirse una descripción detallada de la forma en que se han establecido los puntos de cálculo de la dosis absorbida para definir la *MCD*, que pueden ser diferentes para los diferentes CTV.
- También deben incluirse en el **informe,** los **parámetros de dosis absorbida**: D90, D100, V100, V150 y V200.
- Deben figurar las **dosis absorbidas a los órganos de riesgo** (base de vejiga, uretra y pared rectal): D_{2cm^3} para recto y vejiga y $D_{0,1cm^3}$ o D1 para la uretra.

- Finalmente, la tasa de dosis absorbida y dosis absorbida por fracción, D100 y D90 para CTV1, CTV2 y CTV3, así como el número y duración de las fracciones, el intervalo entre ellas y la duración total.

10. Control de calidad del proceso del implante

Diversas organizaciones internacionales como la AAPM (Nath y cols. 1997), American College of Radiology (ACR 2000) o la ESTRO (Venselaar y Pérez-Calatayud 2004) han publicado recomendaciones especificas para asegurar la calidad de todo el proceso de los implantes permanentes. Además, las normas nacionales establecidas en el Real Decreto 1556 (RD 1998) son de obligado cumplimiento para todos los tratamientos de Braquiterapia. Los controles que deben hacerse a todo el proceso de un implante permanente, pueden dividirse en los siguientes apartados:

10.1. Calibración de las fuentes

La actividad de las fuentes que van a usarse en el implante, debe verificarse siempre, y asegurarse de que tiene el valor de TKRA previsto, para el día del implante. El procedimiento de verificación de la actividad de las fuentes se ha descrito anteriormente en el apartado 3. Se debe verificar que la diferencia entre la TKRA medida, y la proporcionada en el certificado del fabricante, cumplen la reglamentación (véase el Real Decreto 1566 de 1998). Si las diferencias entre el valor medido y el del certificado superasen un 5% debería suspenderse la aplicación y comunicar la diferencia al suministrador o valorar realizar una nueva planificación dosimétrica preimplante con el valor de la TKRA real, (en el caso de la técnica del "*pre-plan*"), o usar la actividad real para el cálculo de la distribución de dosis absorbida en el caso de un implante "*Real Time*".

Es deseable que, previamente a su uso en rutina, se someta al conjunto electrómetro-cámara de pozo a un test de aceptación (Carrasco y cols. 2003) comprobando: linealidad, reproducibilidad, factor de polaridad, etc. En el caso que se usen fuentes en formato "*rapid-strand*" se puede hacer también la determinación del factor de corrección para el soporte específico del "*Rapid Strand*" (Carrasco y cols. 2003) para comprobar si coincide con el valor dado por el suministrador. Pérez-Calatayud (Pérez-Calatayud y cols. 2000) describe el programa de garantía de calidad recomendado para este tipo de detectores y señalando las pruebas que deben realizarse, con las periodicidades y tolerancias correspondientes.

10.2. Equipo de ultrasonidos y rejilla perineal

Tal como se ha visto anteriormente, el sistema de adquisición de imágenes en las técnicas de implantes permanentes LDR y HDR es un equipo de ecografía. Una publicación del "*task group 128*" de la AAPM (Pfeiffer y cols. 2008), esta dedicada al control de calidad de un equipo de ecografía para su uso en implantes de próstata. Describe los controles específicos que hay que realizar y define sus frecuencias, tolerancias y niveles de acción.

La alineación entre la plantilla perineal y la matriz de puntos en el ecógrafo debe verificarse también para asegurar un correcto posicionamiento de las agujas.

La verificación puede hacerse con un maniquí especialmente diseñado para este propósito como muestra la figura 12 (Carrasco y cols. 2003).

Figura 12. Montaje experimental para la verificación de la alineación de la plantilla perineal con la matriz de puntos del ecógrafo (Hospital de la Santa Creu i Sant Pau).

10.3. Sistema de planificación

El sistema de planificación empleado para los cálculos de las distribuciones de dosis absorbida en los implantes, tendrá unas características específicas, adaptadas a los tipos de técnicas de implantación que se utilicen. Por lo tanto, habrá que realizar pruebas para verificar las herramientas específicas para cada técnica, pero también las de propósito general que quedan reflejadas en el Real Decreto 1566 de 1998.

A modo de ejemplo, a continuación se enumeran las pruebas realizadas sobre un sistema de planificación para implantes permanentes LDR (Carrasco y cols. 2003):

- Verificación del funcionamiento de los equipos y de sus conexiones (ordenador, ecógrafo para el preimplante y TC para el posimplante).
- Buen funcionamiento de todos los periféricos (impresora y ratón).
- Verificación de las escalas de entrada y salida.
- Comprobación de que se reproducen los datos de consenso de la AAPM para los valores de la dosis absorbida con la distancia para el ^{125}I y el ^{103}Pd.
- Verificación del informe dosimétrico.
- Constancia del valor de la dosis absorbida calculada en varios puntos equidistantes a la fuente sobre los ejes x, y, z.
- Verificación del algoritmo de sumación en varios puntos, entre varias fuentes.
- Comparación de curvas de isodosis de una fuente única en dos planos transversales con un plan guardado en memoria para este efecto.
- Comprobación del algoritmo de reconstrucción de la posición de las semillas para el "*post-plan*": se ha diseñado un maniquí con 76 semillas de simulación de estaño con dimensiones idénticas a las fuentes reales en posiciones conocidas (Figura 13). Se ha realizado una exploración de TC a dicho maniquí y se ha medido la distancia entre las semillas.

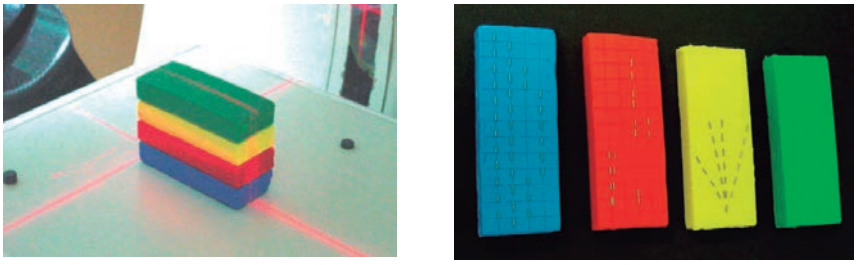


Figura 13. Maniquí utilizado para la comprobación del algoritmo de reconocimiento automático de semillas para el "*post-plan*" (Carrasco y cols. 2003).

- Adicionalmente se ha comprobado el algoritmo de detección automática de las semillas.
- Constatar que el resumen de carga del informe final que da el sistema de planificación coincide con el planificado.
- Verificación de la visualización 3D.

- Control de volúmenes e histogramas dosis-volumen. Se ha trazado un volumen con dimensiones conocidas en el examen de ultrasonidos del "*pre-plan*" y se ha comparado su volumen con el que indica el informe. Se ha calculado el volumen del maniquí usado para la comprobación del algoritmo de reconstrucción de la posición de las semillas, y se ha comparado con el proporcionado en el "*post-plan*", hecho a partir de la imagen de TC.

11. Referencias

[1] ACR (2000). American College of Radiology. "ACR Practice Guideline for transperineal permanent brachytherapy of prostate cancer". Res.19, (www.acr.org).

[2] ASH D., FLYNN A., BATTERMANN J., DE REIJKE T., LAVAGNINI P., BLANK L. (2000). "ESTRO/EAU/EORTC recommendations on permanent seed implantation for localized prostate cancer". Radiotherapy and Oncology 57, 315-321.

[3] BICE W.S., PRESTLIDGE B.R., PRETE J.J., DUBOIS D.F. (1998)."Clinical Impact of implementing AAPM Task Group 43 on permanent prostate brachytherapy using ^{125}I". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 40 (4), 1237-1241.

[4] BLASKO JC., RAGDE H., SCHUMACHER D. (1987). "Transperineal percutaneus Iodine-125 implantation for prostatic carcinoma using transrectal ultrasound and template guidance". Endocurie Hypertherm Oncol. 3, 131-139.

[5] BROSED A. (2000). Unidad de Metrología de Radiaciones Ionizantes. Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas. Comunicaciones personales.

[6] BUTLER W.M., DORSEY A.T., NELSON K.R., MERRICK G.S. (1998). "Quality Assurance Calibration of ^{125}I Rapid Strand in a Sterile Environment". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 41(1), 217-222.

[7] CARRASCO P., JORNET N., EUDALDO T., RIBAS M. (2003). "Establecimiento del estado de referencia inicial y control de calidad del equipamiento utilizado en la técnica de implantes permanentes de próstata". XIV Congreso Nacional de Física Médica. Vigo.

[8] DAVIS B.J., HORWITZ E.M., LEE W. R., CROOK J.M., STOCK R.G., MERRICK G.S., BUTLER W.M., GRIMM P.D., STONE N.N., POTTERS L., ZIETMAN A.L., ZELEFSKY M.J. (2012). "American Brachytherapy Society consensus guidelines for transrectal ultrasound-guided permanent prostate brachytherapy". Brachytherapy 11, 6-19.

[9] FRAASS B., DOPPKE K., HUNT M., KUTCHER G., STARKSCHALL G., STERN R., VAN DYKE J. (1998). American Association of Physicists in Medicine. "Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning". Med. Phys. 25, 1773–1829.

[10] FURHANG E.E., ANDERSON L.L. (1999). "Functional fitting of interstitial brachytherapy dosimetry data recommended by the AAPM Radiation Therapy Committee task group 43". Med. Phys. 26 (2), 153-160.

[11] GEARHEART D.M., DROGIN A., SOWARDS K., MEIGOONI A.S., IBBOTT G.S. (2000). "Dosimetric characteristics of a new ^{125}I brachytherapy source". Med. Phys. 27 (10), 2278-2285.

[12] HANLON A.L., HANKS G.E. (2000). "Scrutiny of the ASTRO consensus definition of biochemical failure in irradiated prostate cancer patients demonstrates its usefulness and robustness". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 46 (3), 559-566.

[13] HDR 1000 Plus (2001). "HDR 1000 Plus Ionization Chamber." Instruction Manual of the Standard Imaging. Doc. Nº 80026.

[14] ICRP (2006). ICRP Publication 98. "Radiation aspects of brachytherapy for prostate cancer". July 2006.

[15] ICRU (1997). ICRU Report 58. "Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy". International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.

[16] KARAISKOS P., PAPAGIANNIS P., SAKELLIOU L., ANAGNOSTOPULOS G., BALTAS D. (2001). "Monte Carlo dosimetry of the selectSeed ^{125}I interstitial brachytherapy seed". Med. Phys. 28 (8), 1753-1760.

[17] KOVÁCS G., PÖTTER R., LOCH T., HAMMER J., KOLKMAN-DEURLOO I-K., DE LA ROSETTE J.J.M.C.H., BERTERMANN H. (2005). "GEC/ESTRO-EAU recommendations on temporary brachytherapy using stepping sources for localised prostate cancer". *Radiotherapy and Oncology,* 74 (2), 137-148.

[18] KUBO H.D., GLASGOW G.P., PETHEL T.D., THOMADSEN B.R., WILLIAMSON J.F. (1998a). "High dose rate brachytherapy treatment delivery: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group Nº 59". Med. Phys. 25, 375–403.

[19] KUBO H. D., COURSEY B.M., HANSON W.F., KLINE R.W., SELTZER S.M., SHUPING R.E., WILLIAMSON J.F. (1998b). "Report of the ad hoc Committee of the AAPM Radiation Therapy Committee on ^{125}I sealed source dosimetry". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 40 (3), 697-702.

[20] LING C.C., LI W.X., ANDERSON L.L. (1995). "The relative biological efectiveness of ^{125}I and ^{103}Pd". Int. J. Radiation Oncology Biol.Phys. 32, 373-378.

[21] LLISO F., PÉREZ-CALATAYUD J., CARMONA V., GUIRADO D., MUÑOZ M., RICHART J., BALLESTER F., GRANERO D., RODRIGUEZ S., TORMO A., SANTOS M. (2010). "Restricciones dosimétricas de la uretra en el caso de Braquiterapia permanente de próstata con ^{125}I utilizada como complemento a radioterapia externa". Rev. Fis. Med. 11(2), 101-106.

[22] MAINEGRA E., CAPOTE R., LÓPEZ E. (1998). "Dose rate constants for ^{125}I, ^{103}Pd, ^{192}Ir and ^{169}Yb brachytherapy sources: an EGS4 Monte Carlo study". Phys.Med.Biol. 43, 1557-1566.

[23] MEIGOONI A.S., ZHANG H., CLARK J.R., RACHABATTHULA V., KOONA R.A. (2004). "Dosimetric characteristics of the new RadioCoil ^{103}Pd wire line source for use in permanent brachytherapy implants". Med. Phys. 31(11), 3095-105.

[24] NAG S., BEYER D., FRIEDLAND J.,GRIMM P., NATH R. (1999). American Brachyterapy Society (ABS). "Recommendations for transperineal permanent brachytherapy of prostate cancer". Int.J.Radiation Oncology Biol. Phys. 44 (4), 789-799.

[25] NAG S., BICE W., DEWYNGAERT K., PRESTIDGE B., STOCK R., YU Y. (2000). "The American Brachytherapy society recommendations for permanent prostate brachytherapy postimplant dosimetric analysis". Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys. 46 (1), 221-230.

[26] NATH R., ANDERSON L.L., LUXTON G., WEAVER K.A., WILLIAMSON J.F., MEIGOONI A.S. (1995). "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group Nº 43". Med. Phys. 22(2) 209-234.

[27] NATH R., ANDERSON L.L., MELI J., OLCH A., STIT J., WILLIAMSON J.F. (1997). "Code of practice for brachytherapy physics". Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group Nº 56". Med. Phys. 24, 1557-1598.

[28] NATH R., BICE W.S., BUTLER W.M., CHEN Z., MEIGOONI A.S., NARAYANA V., RIVARD M.J., YU Y. (2009). "AAPM recommendations on dose prescription and reporting methods for permanent interstitial brachytherapy for prostate cancer". Report of Task Group 137. Med. Phys. 36 (11), 5310-5322.

[29] OIEA (1999). "Calibration of Brachytherapy Sources" Recommendations on Standarized Procedures for the calibration of Brachytherpy Sources at SSDLs and Hospitals. International Atomic Energy Agency. OIEA-TECDOC-1979. February 1999.

[30] OLIVA G. (2000). "Braquiterapia en cáncer de próstata". Informe Técnico de la Agència d'Ávaluació de Tecnologia i Recerca Mèdiques. Consejo Interterritorial del Sistema Nacional de Salud.

[31] OUHIB Z. (2005). Comunicación personal.

[32] PÉREZ-CALATAYUD J., ARRANS R., DE FRUTOS J.M., GUISASOLA A., MACÍAS J., VALVERDE J. (2000). "Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM". Revista de Física Médica 1(0), 1-49.

[33] PÉREZ-CALATAYUD J., VIVANCO J. (2007). "Braquiterapia de próstata. Aspectos físicos". Capítulo 8 en: "Cáncer de próstata: Enfoque multidisciplinar". Publicación grupo URONC-OR de la SEOR. Editor: J. López Torrecilla. Editado por Medical Practice Group.

[34] PÉREZ-CALATAYUD J., BALLESTER F., DAS R.K., DEWERD L.A., IBBOTT G.S., MEIGOONI A.S., OUHIB Z., RIVARD M.J., SLOBODA R.S., WILLIAMSON J.F. (2012a). "Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Report of the AAPM and ESTRO". Med. Phys. 39 (5), 2904-2929.

[35] PÉREZ-CALATAYUD J., RICHART J., GUIRADO D., PÉREZ-GARCIA J., RODRIGUEZ S., SANTOS M., BALLESTER F. (2012b)." ^{125}I seed calibration using the SeedSelectron afterloader: a practical solution to fulfill AAPM-ESTRO recommendations". J. Contemp. Brachyther. 4 (1), 21-28.

[36] PFEIFFER D., SUTLIEF S., FENG W., PIERCE H.M., KOFLER J. (2008). "AAPM Task Group 128: Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound systems". Med. Phys. 35 (12), 5471-5489.

[37] POLO A., SALEMBIER C., VENSELAAR J., HOSKIN P. (2010). "Review of intraoperative imaging and planning techniques in permanent seed prostate brachytherapy". Radiotherapy and Oncology 94 12-23.

[38] PRODUCT CODE IMC7000. (1999). "Instructions for the use of ^{125}I RAPID Strand for medical brachytherapy treatments. Rigid Absorbable Permanent Implant Device". Nycomed Amersham HI061; issue 4: 90-7000C Rev, December 1999.

[39] PUJADES M.C, CAMACHO C., PÉREZ-CALATAYUD J., RICHART J., GIMENO J., LLISO F., CARMONA V., BALLESTER F., CRISPÍN V., RODRÍGUEZ S., TORMO A. (2011). "The use of nomograms in LDR-HDR prostate brachytherapy ". Journal of Contemporary Brachytherapy. 3 (3), 121-124.

[40] RD (1998). "Real Decreto 1566/1998 de 17 de Julio por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia". Ministerio de Sanidad y Consumo, BOE núm. 206 del 28-08-1998, 29383-29394.

[41] RD (2001). "Real Decreto 783/2001 de 6 de Julio por el que se aprueba el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes". Ministerio de Sanidad y Consumo. BOE núm. 178 del 26-07-2001, 27284-27393.

[42] REDPATH A.T. (2002). "Automatic determination of needle and source positions for brachytherapy of the prostate using ^{125}I Rapid Stand". Radiotherapy and Oncology 64 (2), 215-227.

[43] RIVARD M.J. (1999). "Refinements to the geometry factor used in the AAPM task group report No. 43 necessary for brachytherapy dosimetry calculations". Med. Phys. 26 (11), 2445-2450.

[44] RIVARD M.J., COURSEY B.M., DEWERD L.A., HANSON W.F., HUQ M.S., IBBOTT G.S., MITCH M.G., NATH R., WILLIAMSON J.F. (2004). "Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations". Med. Phys. 31 (3), 633-674.

[45] RIVARD M.J., EVANS D.A.R., KAY I. (2005). "A technical evaluation of the Nucletron FIRST system: Conformance of a remote afterloading brachytherapy seed implantation system to manufacturer specifications and AAPM Task Group report recommendations". Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 6, No. 1, 22-50.

[46] RIVARD M.J., BUTLER W.M., DEWERD L.A., HUQ M.S., IBBOT G.S., MEIGOONI A.S., MELHUS C.S., MITCH M.G., NATH R., WILLIAMSON J.F. (2007). "Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report". Med. Phys. 34 (6), 2187-2205.

[47] SALEMBIER C., LAVAGNINI P., NICKERS P., MANGILI P., RIJNDERS A., POLO A., VENSELAAR J., HOSKIN P. (2007). On belhalf of the PROBATE group of GEC ESTRO. "Tumour and target volume in permanent prostate brachytherapy: A suplement to the ESTRO/EAU/EORTC recommendations on prostate brachytherapy". Radiother and Oncol. 83 (1), 3-10.

[48] SEATTLE PROSTATE I. (1999). "Ultrasound Guided Seed Implantation of the Prostate. A Practical Review course". Seattle Prostate Institute, Swedish medical center. Seattle, Washington. 1997. Revised 1999.

[49] SELTZER S.M., LAMPERTI P.J., LOEVINGER P., SOARES C.G., WEAVER J.T. (1998). "New NIST air-kerma strength standards for ^{125}I and ^{103}Pd brachytherapy seeds". Poster presentation, AAPM Annual Meeting, August 1998, San Antonio, TX. Abstract: Med. Phys. 25, A 170.

[50] STOCK R.G., STONE N.N., WESSON M.F., DEWYNGAERT J.K. (1995). "A modified technique allowing interactive ultrasound-guided three-dimensional transperineal prostate implantation". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 32 (1), 219-225.

[51] STOCK R.G., STONE N.N., DEWYNGAERT J.K., LAVAGNINI P., UNGER P.D. (1996). "Prostate Specific Antigen Findings and Biopsy results following interactive ultrasond guided transperineal brachytherapy for early stage prostate carcinoma". Cancer 77 (11) 2386-2392.

[52] STOCK R.G., STONE N.N., TABERT A., JANNUZZI C., DEWYNGAERT K. (1998). "A dose-response study for ^{125}I prostate implants". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 41 (1), 101-108.

[53] STOCK R.G., STONE N.N., LO Y.CH., MALHADO N., KAO J., DE WYNGAERT J.K. (2000). "Postimplant dosimetry for ^{125}I prostate implants: definitions and factors affecting outcome". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 48 (3), 899-906.

[54] STONE N.N., STOCK R.G., DEWYNGAERT J.K., TABERT A. (1995). "Prostate brachytherapy: Improvements in prostate volume measurements and dose distribution using interactive ultrasound guided implantation and three-dimensional dosimetry". Radiat Oncol Investig. 3, 185-195.

[55] VENSELAAR J., PÉREZ-CALATAYUD J. (2004). Editors. "A practical guide to quality control of brachytherapy equipment". ESTRO booklet Nº 8.

[56] WALLACE R.E., FAN J.J. (1998). "Evaluation of a new brachytherapy Iodine-125 source by AAPM TG43 formalism". Med. Phys. 25 (11), 2190-2196.

[57] WALLACE R.E., FAN J.J. (1999). "Dosimetric characterization of a new design ^{103}Palladium brachytherapy source". Med. Phys. 26, 2465-2470.

[58] WILKINSON D.A., LEE E.J., CIEZKI J.P., MOHAN D., ZIPPE C., ANGERMEIER K., ULCHAKER J., KLEIN E.A. (2000). "Dosimetric comparison of pre-planned and or-planned prostate seed brachytherapy". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 48 (4), 1241-1244.

[59] WILLIAMSON J., COURSEY B.M., DEWERD L.A., HANSON W.F., NATH R. (1998). "Dosimetric prerequisites for routine clinical use of new low energy photon interstitial brachytherapy sources". Med. Phys. 25 (12), 2269-2270.

[60] WILLIAMSON J.F., COURSEY B.M., DEWERD K.A., HANSON W.F., NATH R., IBBOTT G. (1999). "Guidance to Users of Nycomed Amersham and North American Scientific, Inc. ^{125}I Interstitial Sources: Dosimetry and calibration changes. Recommendations of the American association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Ad Hoc Subcommittee on Low-Energy Seed Dosimetry". Med. Phys. 26, 570-573.

[61] WILLINS J., WALLNER K. (1997). "CT-based dosimetry for transperineal ^{125}I prostate brachytherapy". Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys. 39 (2), 347-353.

[62] WUU C.S., ZAIDER M. (1998). "A calculation of the relative biological effectiveness of brachytherapy sources using the concep of proximity function". Med. Phys. 25 (1) 2186-2189.

[63] YAMADA Y., ROGERS L., DEMANES D.J., MORTON G., PRESTIDGE B.R., POULIOT J., COHEN G.N., ZAIDER M., GHILEZAN M., HSU I-C. (2012). "American Brachytherapy Society consensus guidelines for high-dose-rate prostate brachytherapy". Brachytherapy 11, 20-32.

[64] YU Y., ANDERSON L.L., LI Z., MELLENBERG D.E., NATH R., SCHELL M.C., WATERMAN F.M., WU A., BLASKO J.C. (1999). "Permanent prostate seed implant brachytherapy: Report of the American Association of Physicists in Medicine Task Group No.64". Med. Phys. 26 (10), 2054-2076.

Fundamentos
de Física Médica

Volumen 1
Medida de la radiación

Volumen 2
Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos
y control de calidad

Volumen 3
Radioterapia externa I.
Bases físicas, equipos, determinación de la dosis
absorbida y programa de garantía de calidad

Volumen 4
Radioterapia externa II.
Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo,
sistemas de planificación y control de calidad

Volumen 5
Braquiterapia: bases físicas, equipos
y control de calidad

Volumen 6
Medicina nuclear: bases físicas, equipos
y control de calidad

Volumen 7
Proteccion radiológica hospitalaria

Volumen 8
Radiobiología y principios de Oncología

Volumen 9
Radiaciones no ionizantes I.
Ultrasonidos. Bases físicas, equipos
y control de calidad

Volumen 10
Radiaciones no ionizantes II.
Resonancia magnética. Bases físicas,
equipos y control de calidad

ADI SERVICIOS EDITORIALES
www.auladoc.com

ISBN: 978-84-940849-7-3
9 788494 084904